

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie mécanique

**EFFET DE LA DIRECTION DE LA PERTE D'ÉQUILIBRE
SUR LE SEUIL DE PERTURBATION
CHEZ LES JEUNES ADULTES**

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie mécanique

Aida CHEBBI

Sherbrooke (Québec) Canada
Août 2019

MEMBRES DU JURY

Cécile SMEESTERS

Directrice

Alain DESROCHERS

Évaluateur

Eve LANGELIER

Évaluatrice

RÉSUMÉ

Introduction : La limite du rétablissement de l'équilibre est la plus grande perturbation posturale que peut subir un participant sans tomber. Malheureusement, parce que l'amplitude de chaque perturbation posturale est différente (ex : l'angle d'inclinaison initial pour le relâchement d'une inclinaison, la force de tirage à la taille pour le tirage à la taille, la vitesse de translation de surface pour la translation de surface, etc...), leur comparaison est difficile. Afin de faciliter la comparaison des résultats de différentes perturbations posturales, notre groupe de recherche a donc développé la méthode du seuil de perturbation. Nous avons en effet démontré que cette régression linéaire entre les positions angulaires et les vitesses angulaires des participants à la fin du temps de réaction, pour les essais réussis à la limite du rétablissement de l'équilibre, sépare les chutes des rétablissements pour le relâchement d'une inclinaison, le tirage à la taille, la translation de surface et leurs combinaisons vers l'avant. Cependant, malgré l'importance clinique de l'effet de l'endroit de l'impact (sur l'abdomen, la hanche ou les fesses) et de la direction de la chute (vers l'avant, le côté, l'arrière ou tout droit) sur le risque de fracture de la hanche, peu d'études à la limite du rétablissement de l'équilibre ont étudié l'effet de la direction de la perte d'équilibre. En particulier, aucune étude n'a étudié l'effet de la direction de la perte d'équilibre sur plus d'une perturbation posturale en même temps. **Objectif :** L'objectif principal de ce projet de maîtrise était de déterminer expérimentalement l'effet de la direction de la perte d'équilibre, vers l'avant, le côté et l'arrière, sur le seuil de perturbation. **Méthodologie :** La limite du rétablissement de l'équilibre de dix JEUNES adultes (18 à 44 ans) sains a été déterminée pour trois types de perturbations posturales et trois directions de perte d'équilibre. Pour ce faire, nous avons déterminé les angles d'inclinaison initiaux maximaux pour des relâchements d'une inclinaison avec et sans translations de surface et les vitesses de translation de surface maximales pour des translations de surface, desquels les participants peuvent être soudainement relâchés et/ou tirés et tout de même rétablir leur équilibre en un seul pas, pour des pertes d'équilibre vers l'AVANT, le CÔTÉ et l'ARRIÈRE. **Résultats :** Les résultats ont montré que l'angle d'inclinaison maximal pour des relâchements d'inclinaisons (avec ou sans translation de surface) était plus petit pour des pertes d'équilibre vers le côté et l'arrière par rapport à l'avant, tandis que la vitesse de translation maximale pour des translations de surface diminuait pour des pertes d'équilibre vers l'avant par rapport au côté par rapport à l'arrière. Les angles d'inclinaison maximaux pour des relâchements d'inclinaisons étaient aussi plus grands que ceux pour des relâchements d'inclinaisons avec translation de surface. Néanmoins, les seuils de perturbation formés par les trois perturbations posturales se déplaçaient vers l'origine si la perte d'équilibre passait de l'avant vers le côté ou de l'avant vers l'arrière, et séparaient efficacement les chutes (65-72%) des rétablissements (69-81%), quelle que soit la perturbation posturale. **Conclusion :** La méthode du seuil de perturbation a maintenant été établie expérimentalement, non seulement pour des pertes d'équilibre vers l'avant, mais également vers le côté et vers l'arrière. Ces seuils de perturbation suggèrent que l'amplitude de la limite du rétablissement de l'équilibre pour une perturbation posturale pourrait prédire le risque de chute, dans la même direction de perte d'équilibre, quelle que soit la perturbation posturale.

Mots clefs : Chutes, Équilibre, Direction, Perturbations posturales, Relâchement d'une inclinaison, Translation de surface

À mes enfants Ayham et Mayssam
À ma famille et à tous ceux que j'aime

REMERCIEMENTS

Je voudrais témoigner toute ma reconnaissance pour les personnes qui, grâce à eux, ce travail a pu être réalisé.

Je voudrais tout d'abord adresser toute ma gratitude à la directrice de ce travail de recherche, Cécile SMEESTERS, pour la chance qu'elle m'a donnée, pour sa patience, sa disponibilité et surtout pour son œil aiguisé.

Je tiens aussi à remercier mon comité d'encadrement, Alain DESROCHERS, Eve LANGELIER et Elijah VAN HOUTEN, pour leurs précieux conseils et recommandations qui m'ont aidé à améliorer la qualité scientifique de ce travail de recherche.

Je désire aussi remercier mon ami Antoine Guillerand pour sa disponibilité et son aide pour les essais expérimentaux. Je désire aussi remercier Mathieu Hamel qui, par sa présence magique, réduit à néant tout problème technique.

Je tiens aussi à exprimer ma reconnaissance et mon amour à mes enfants Ayham et Mayssam pour leur patience et surtout leur compréhension à l'égard de l'absence de maman à plusieurs activités familiales et scolaires. Je remercie naturellement toute ma famille ici au Québec, Reffaat et Skander, et ma famille en Tunisie, ma maman Fatma, mon papa Mohamed, mes frères et mes sœurs, pour leur soutien inconditionnel.

Je souhaite également remercier ma mentore Christine HUDON pour son soutien, sa générosité et son amitié. Je remercie aussi tous mes amis qui n'ont pas ménager d'efforts pour me reconforter dans les moments de doutes et de désespoir.

MERCI À VOUS TOUS...

*« Cherchez la Connaissance, du berceau au tombeau. »
Ahmad Ibin Hanbal*

TABLE DES MATIÈRES

Membres du jury.....	iii
Résumé	v
Remerciements	ix
Table des matières	xi
Liste des figures.....	xv
Liste des tables	xix
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
1.1 Enjeux sociétaux.....	1
1.2 Enjeux cognitifs.....	3
1.2.1 Perturbations posturales	3
1.2.2 Seuil de perturbation	7
1.2.3 Effet de la direction de la perte d'équilibre.....	10
1.3 Enjeux techniques.....	12
1.3.1 Perturbations posturales	12
1.3.2 Variables et instruments de mesure.....	12
1.3.3 Configurations des plateformes de forces	13
1.4 Problématique du projet de maîtrise.....	14
1.4.1 Objectif général	14
1.4.2 Objectifs spécifiques	15
1.4.3 Hypothèses	15
1.5 Références	16
CHAPITRE 2 EFFET DE LA DIRECTION	19
2.1 Avant-propos	19
2.2 Abstract	21
2.3 Introduction	21
2.4 Methods	25
2.4.1 Participants	25
2.4.2 Experimental procedure	25
2.4.3 Measuring instruments and variables	28

2.4.4	Data analysis	30
2.5	Results	31
2.5.1	Maximum lean angles	31
2.5.2	Maximum translation velocities.....	33
2.5.3	Response initiation, execution and geometry	33
2.5.4	Perturbation threshold line.....	33
2.6	Discussion	34
2.7	Conflict of interest statement	39
2.8	Acknowledgements	39
2.9	References	39
2.10	Post-scriptum	42
2.10.1	Synchronisation des perturbations posturales	42
2.10.2	Calcul du décollage du pied.....	42
CHAPITRE 3	CONCLUSION	51
3.1	Bilan des résultats	51
3.2	Contribution à la recherche	52
3.3	Conséquences sur la santé.....	52
3.4	Recommandations pour les études futures.....	53
3.5	Références.....	55
APPENDICE A	Analyse fonctionnelle des modules imbriqués	57
A.1	Situation actuelle.....	57
A.2	Problématique	57
A.3	Situation désirée.....	58
A.4	Objectifs.....	58
A.5	Budget	59
A.6	Besoins	59
A.7	Fonctions.....	59
A.8	Spécifications	60
A.9	Arbre fonctionnel	64
A.10	Structure fonctionnelle.....	65
A.11	Méthode SAFE.....	66
A.12	Cahier des charges fonctionnel (CdCF).....	69
A.13	Références	71

APPENDICE B	Émergence et convergence des concepts pour les modules imbriqués.....	73
B.1	Présentation du cahier des charges fonctionnel.....	73
B.2	Matrice morphologique	76
B.2.1.	Matrice morphologique 1 - Fonctions non-prioritaires.....	77
B.2.2.	Matrice morphologique 2 - Fonctions prioritaires	78
B.3	Méthode des touches et analyse comparée par paires	85
B.4	Matrice de Pugh.....	85
B.4.1.	Matrice de Pugh 1	86
B.4.2.	Matrice de Pugh 2	87
B.5	Concept final	91
B.6	Budget	92
B.7	Cahier des charges fonctionnel (CdCF)	93
B.7.1.	Spécifications	93
B.7.2.	Notes à la conception	94
B.8	Références	97

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Proportion des causes de décès (a) et d'hospitalisations (b) pour les blessures non intentionnelles au Canada en 2010	2
Figure 1.2: Proportion du coût total par causes pour les blessures non intentionnelles au Canada en 2010	2
Figure 1.3: Seuils de perturbation vers l'avant pour des jeunes adultes déterminés par Moglo et Smeesters (2005,2006) [16,17] (ligne et symboles vides noirs), Thiaux et al. (2013) [18] (ligne et symboles pleins bleus) et Pierre et Smeesters (2016a) [19] (ligne et symboles pleins rouges), tels que présentés par Pierre et Smeesters (2016b) [32]	8
Figure 1.4: Le seuil de perturbation vers l'avant pour de jeunes adultes déterminé par Pierre et Smeesters (2016a) [19] pour le relâchement d'une inclinaison (cercles), le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface lente (triangles) et rapide (carrés), et la translation de surface (diamants) sépare les chutes des rétablissements	9
Figure 1.5: Les seuils de perturbation (lignes pleines et à traits : moyenne \pm écart type) vers l'avant déterminés par Pierre et Smeesters (2016a) [19] diminuent avec l'âge, se déplaçant vers l'origine des adultes jeunes, à mi-âgés, à âgés	10
Figure 1.6: Configuration des six plateformes de forces.....	14
Figure 2.1: The forward perturbation threshold lines for younger adults from Moglo and Smeesters (2005, black line and empty symbols), Thiaux et al. (2013, blue line and filled symbols) and Pierre and Smeesters (2016a, red line and filled symbols)	24
Figure 2.2: Experimental setup and typical sagittal plane diagrams of the marker positions for three younger adults, at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angles (θ_{max}), maximum initial lean angles with surface translations and maximum surface translation velocities (V_{max})	27
Figure 2.3: Typical forward time histories for lean releases (top two left graphs), lean releases with surface translations (three right graphs) and surface translations (bottom two left graphs) at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively	29
Figure 2.4: Maximum lean angles (mean \pm standard deviation) were smaller for sideways and backward compared to forward losses of balance for lean releases ($p < 0.001$) and lean releases with surface translations ($p < 0.001$)	31
Figure 2.5 (page 36): The perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations trials at the threshold of balance recovery for forward (top), sideways (middle) and backward (bottom) loss of balance directions.....	37

Figure 2.6: The perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) from Figure 2.5 moved toward the origin if the loss of balance changed from forward to sideways or forward to backward.....	37
Figure 2.7 (page 38): The perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) for lean releases (circles), lean releases with surface translations (squares) and surface translations (diamonds) from Figure 2.5 efficiently separate falls from recoveries for forward (top), sideways (middle) and backward (bottom) loss of balance directions	39
Figure 2.8: Typical sideways time histories for lean releases (top two left graphs), lean releases with surface translations (three right graphs) and surface translations (bottom two left graphs) at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively	43
Figure 2.9: Typical backward time histories for lean releases (top two left graphs), lean releases with surface translations (three right graphs) and surface translations (bottom two left graphs) at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively	44
Figure 2.10: Typical forward, sideways and backward ground reaction forces for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively	45
Figure 2.11: Positions de départ et d'arrivée des pieds.....	46
Figure 2.12: Calcul du décollage selon les trois méthodes	47
Figure A.1: Configuration classique des plateformes de forces pour la tour inclinée	58
Figure A.2: Configurations des plateformes de forces actuellement désirées	61
Figure A.3: Dimensions d'une plateforme de forces	62
Figure A.4: Dimensions d'une plateforme de forces avec sa base.....	62
Figure A.5: Dimensions des deux fosses à plateformes de forces	63
Figure B.1: Configuration classique des plateformes de forces pour la tour inclinée	73
Figure B.2: Configurations des plateformes de forces actuellement désirées.....	74
Figure B.3: Dimensions d'une plateforme de forces.....	75
Figure B.4: Dimensions d'une plateforme de forces avec sa base.....	75
Figure B.5: Dimensions des deux fosses à plateformes de forces	76
Figure B.6: Concept global du module imbriqué pleine grandeur découlant de la matrice morphologique 1 (Table B.1) et respectant le jeu de 0.125po entre le module (à gauche) et la plateforme de force avec sa base (à droite)	78
Figure B.7: Module actuel (DATUM)	86

Figure B.8: Nouveaux concepts découlant de la matrice de Pugh 1	87
Figure B.9: Schéma du concept final C15c	91
Figure B.10: Assemblage du concept final C15c de deux modules pleine grandeur assemblés l'un à l'autre par les cales du haut (en vert sur la vue de dessus et de gauche sur un module seulement) et accotés à la plateforme de force avec sa base par les cales du bas (en rouge sur la vue de dessus et de face sur un module seulement)	91

LISTE DES TABLES

Table 1.1: Synthèse des études expérimentales à la limite du rétablissement de l'équilibre en fonction de la perturbation posturale et de l'âge (adapté de Pierre et Smeesters (2016a) [19])	5
Table 1.2: Effet de la direction de la perte d'équilibre sur la limite du rétablissement de l'équilibre en fonction de la perturbation posturale et de l'âge.....	11
Table 2.1: Synthesis of experimental studies at the threshold of balance recovery as a of function of postural perturbation and loss of balance direction in younger adults.....	22
Table 2.2: Postural perturbation parameters as a function of loss of balance direction	26
Table 2.3: Effects of loss of balance direction and postural perturbation on the kinematic variables at the maximum lean angles or maximum translation velocities (mean \pm standard deviation)	32
Table 2.4: Mechanical delays of the three postural perturbations.....	42
Table 2.5: Effects of loss of balance direction, postural perturbation and liftoff method on liftoff time differences (mean \pm standard deviation)	49
Table A.1: Liste des besoins.....	59
Table A.2: Liste des fonctions.....	60
Table B.1: Matrice morphologique 1	77
Table B.2: Matrice morphologique 2a.....	79
Table B.3: Matrice morphologique 2b	80
Table B.4: Matrice morphologique 2c.....	83
Table B.5: Analyse comparée par paires	85
Table B.6: Matrice de Pugh 1	89
Table B.7: Matrice de Pugh 2.....	89
Table B.8: Estimé du budget pour un module pleine grandeur du concept final C15c.....	92

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

1.1 Enjeux sociétaux

L'évolution de la science en terme de contrôle des maladies contagieuses et d'amélioration de la qualité de vie ont contribué à l'impressionnante augmentation de l'espérance de vie ces dernières décennies. Au Canada, les prédictions estiment que le nombre de personnes âgées de 65 ans et plus aura plus que doublée d'ici 2036, atteignant entre 9.9 et 10.9 millions [1]. Cependant, d'après un rapport de l'Agence de la santé publique du Canada, entre 20% et 30% des 65 ans et plus font au moins une chute [2]. Ce rapport indique aussi qu'environ 35% des hospitalisations liées à une chute dans cette population sont dues à une fracture de la hanche. De plus, 95% de toutes les fractures de la hanche chez les personnes de 65 ans et plus sont liées à une chute et 20% de ces victimes décèdent l'année suivante.

À l'échelle nationale, les chutes constituent un problème majeur de santé publique puisqu'elles sont la principale cause de mortalité et de morbidité associées aux blessures non intentionnelles [3]. Les chutes sont associées à 38% des décès et 63% des hospitalisations dues aux blessures non intentionnelles (Figure 1.1). Elles sont aussi associées à 47% de handicap permanent partiel, 49% de handicap permanent total et 31% des visites à l'urgence dues aux blessures non intentionnelles. En plus de ce coût humain, les chutes ont coûté 8.7 milliards de dollars au Canada en 2010 (Figure 1.2).

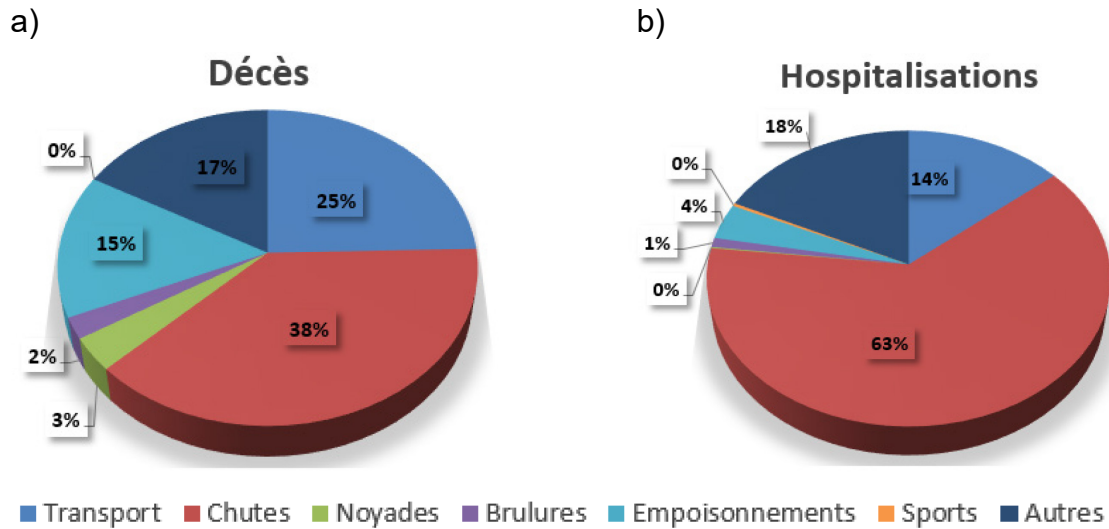


Figure 1.1: Proportion des causes de décès (a) et d'hospitalisations (b) pour les blessures non intentionnelles au Canada en 2010

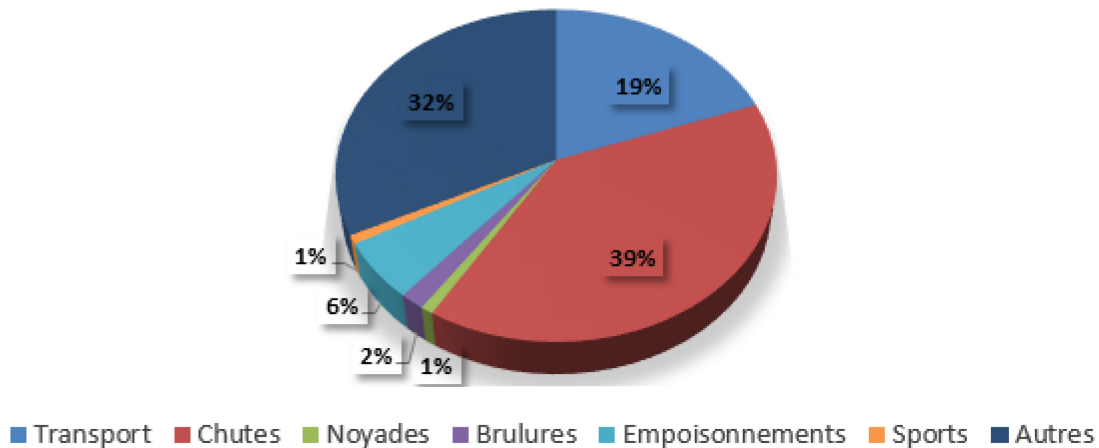


Figure 1.2: Proportion du coût total par causes pour les blessures non intentionnelles au Canada en 2010

Cliniquement, une chute peut être définie comme « un événement à l'issue duquel une personne se retrouve, par inadvertance, sur le sol ou toute autre surface située à un niveau inférieur à celui où elle se trouvait précédemment » [4]. Il a été démontré que l'impact sur la hanche augmente le risque de fracture de la hanche de 20 à 30 fois, comparé à un impact sur l'abdomen ou sur les fesses [5,6]. Il a également été démontré que tomber vers le côté augmente le risque de fracture de la hanche de 6 fois, comparé à tomber vers l'avant ou l'arrière [7]. Cependant, un impact sur la hanche n'implique pas nécessairement une chute vers le côté. En particulier, Yang *et al.* ont

examiné les facteurs contribuant à un impact sur la hanche en analysant de vraies chutes capturées sur vidéos dans des centres d'hébergement et de soins de longue durée (CHSLD) [8]. Sur sept ans, 160 résidents ont eu 520 chutes enregistrées, dont 40% avec un impact sur la hanche. Autant les chutes dont la direction initiale était vers l'avant (18% des chutes) que vers le côté (28%) augmentaient le risque d'impact sur la hanche, de 4.2 fois comparé aux chutes vers l'arrière (33%) et de 7.9 fois comparé aux chutes où le participant s'écroulait tout droit (20%). Finalement, 12% des chutes enregistrées étaient provoquées par une glissade ou un trébuchement et 88% par d'autres causes, 33% ont eu lieu lors de la marche et 67% durant d'autres activités.

1.2 Enjeux cognitifs

Les sections suivantes résument les connaissances actuelles, ce que l'on sait et ce que l'on ne sait pas, sur les perturbations posturales, le seuil de perturbation et l'effet de la direction de la perte d'équilibre.

1.2.1 Perturbations posturales

Vallée *et al.* [9] ont défini une perturbation posturale comme étant une « cause d'origine externe qui engendre des actions mécaniques sur le [participant] et qui tend à le mettre en mouvement (ex : la gravité, une force extérieure, un déplacement de la surface d'appui, etc...) ». La limite du rétablissement de l'équilibre doit être étudiée en réponse à de grandes perturbations posturales, au détriment de petites et moyennes perturbations posturales. En effet, la limite du rétablissement de l'équilibre ne peut être atteinte que si une chute devient inévitable, ce qui n'est pas toujours le cas pour de petites ou de moyennes perturbations posturales. La limite du rétablissement de l'équilibre est donc la plus grande perturbation posturale que peut subir un participant sans tomber.

Cinq perturbations posturales ont été étudiées en laboratoire à la limite du rétablissement de l'équilibre dans diverses tranches d'âge (Table 1.1) : le relâchement d'une inclinaison, le tirage à la taille, la translation de surface, le trébuchement et la glissade.

Pour le relâchement d'une inclinaison (ou tour inclinée), le participant est soudainement relâché d'une inclinaison initiale statique et soumis à l'effet de la gravité [10-19]. La limite du

rétablissement de l'équilibre est donc l'angle d'inclinaison initial maximal duquel le participant peut être relâché et duquel il peut tout de même rétablir son équilibre.

Pour le tirage à la taille, le participant est soudainement tiré d'une position statique ou dynamique, i.e., lors de la marche [16,17]. La limite du rétablissement de l'équilibre est donc la force de tirage à la taille maximale que le participant peut subir et tout de même rétablir son équilibre.

Pour la translation de surface, la surface sous le participant est soudainement tirée à partir d'une position statique du participant [11,18-21]. La limite du rétablissement de l'équilibre est donc la vitesse de translation de surface maximale avec laquelle le participant peut être tiré et tout de même rétablir son équilibre [22,23]. Alternativement, la dynamique du mouvement du participant (ex : lors de la marche) peut provoquer le déplacement soudain d'une section de la surface sous le participant, mais l'amplitude de la perturbation posturale est alors plus difficile à contrôler.

Pour le trébuchement, le pied oscillant du participant peut être soudainement retenu avec une corde [24] ou bloqué par un obstacle [25-27] lors de la marche. La communauté scientifique n'a par contre pas encore réussi à définir l'amplitude de cette perturbation posturale et donc à bien la contrôler, afin de mesurer la limite du rétablissement de l'équilibre.

Pour finir, la glissade est provoquée soudainement lorsque le pied d'appui contacte un contaminant appliqué sur la surface sous le participant lors de la marche [23,28,29]. La limite du rétablissement de l'équilibre n'a pas encore été quantifiée pour cette perturbation posturale, considérant les difficultés techniques importantes. Elle pourrait être mesurée par le coefficient de friction minimal ou la distance de la glissade maximale auquel le participant pourrait être exposé et tout de même rétablir son équilibre.

Table 1.1: Synthèse des études expérimentales à la limite du rétablissement de l'équilibre en fonction de la perturbation posturale et de l'âge (adapté de Pierre et Smeesters (2016a) [19])

	Références	Âge	θ_o (deg)	ω_o (deg/s)	Perturbations posturales	RT (ms)	θ_{RT} (deg)	ω_{RT} (deg/s)
Relâchement d'une inclinaison	Wojcik <i>et al.</i> (1999) ^F Owings <i>et al.</i> (2000) ^F Grabiner <i>et al.</i> (2005) ^F Madigan et Lloyd (2005) ^F Hsiao-Wecksler et Robinovitch (2007) ^F Carbonneau et Smeesters (2014) ^{FBS} Moglo et Smeesters (2005,2006) ^F Thiaux <i>et al.</i> (2013) ^F Pierre et Smeesters (2016a) ^F	Jeunes [10,13-19]	26-32	0	Gravité	62-95	30-33	32-33
		Mi-âgés [15,19]	18-24	0		83-93	26	28
		Âgés [10-15,17,19]	13-20	0		70-97	17-22	18-27
Tirage à la taille	Moglo et Smeesters (2005,2006) ^F	Jeunes [16,17]	22-24	0	Force de tirage = 604-426N (durée = 68ms)	82-84	25-28	64-56
		Âgés [17]	14-16	0	Force de tirage = 563-373N (durée = 55ms)	86-96	17-19	59-50
		Jeunes [16,17]	0	119-137	Force de tirage = 505-395N (durée = 54ms)	74-75	6	137-143
		Âgés [17]	0	91-107	Force de tirage = 516-406N (durée = 50ms)	76-76	3-4	116-121
Translation de surface	Pierre et Smeesters (2016a) ^F	Jeunes [19]	15-8	0	1.0 < Vitesse < 1.5m/s Accélération = 25m/s ² Distance = 0.7m	88-87	20-15	87-118
		Mi-âgés [19]	12-7	0	0.7 < Vitesse < 1.0m/s Accélération = 25m/s ² Distance = 0.7m	95-94	17-13	65-86
		Âgés [19]	7-3	0	0.5 < Vitesse < 0.7m/s Accélération = 25m/s ² Distance = 0.7m	99-101	13-8	46-58
	Hsiao et Robinovitch (1998) ^{FBS} Owings <i>et al.</i> (2000) ^F Feldman et Robinovitch (2007) ^S Thiaux <i>et al.</i> (2013) ^F Pierre et Smeesters (2016a) ^F	Jeunes [18-21]	0	0	2.2 < Vitesse < 2.6m/s Accélération = 25m/s ² Distance = 0.7m	87-99	5-7	156-178
		Mi-âgés [19]	0	0	Vitesse = 2.0m/s Accélération = 25m/s ² Distance = 0.7m	91	8	152

		Âgés [11,19]	0	0	0.9 < Vitesse < 1.2m/s 6 < Accélération < 25m/s ² Distance > 0.7m	101	6	88
	Pavol <i>et al.</i> (2004) ^B	Jeunes [22]	0	25	Distance = 0.29m Coefficient de friction = 0.02	inconnu	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
	Troy et Grabiner (2006) ^B	Jeunes [23]	0	143	Distance = 0.62m Coefficient de friction inconnu	190	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
Trébuchement	Smeesters <i>et al.</i> (2001) ^F Pavol <i>et al.</i> (2002) ^F	Jeunes [24,26]	0	61-104	Retenir le pied pour 681ms OU Hauteur < 15cm (durée inconnue)	60-80	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
	Pijnappels <i>et al.</i> (2005) ^F Marone <i>et al.</i> (2011) ^F	Âgés [25-27]	0	79-101	5.1 < Hauteur < 15cm (durée inconnue)	60-80	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
Glissade	Brady <i>et al.</i> (2000) ^B Cham et Redfern (2001) ^B Troy et Grabiner (2006) ^B	Jeunes [23,28,29]	0	91-106	0.62 < Distance < 0.90m 0.12 < Coefficient de friction < 1.41	120-150	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$

θ_o et ω_o = position et vitesse angulaire initiale. θ_{RT} et ω_{RT} = position et vitesse angulaire au temps de réaction (RT).

Les plages de valeurs pour chaque variable ont été obtenues des divers articles cités, mais toutes ces variables n'apparaissent pas dans tous les articles.

Certains articles incluent également des pertes d'équilibre vers le côté (S) et l'arrière (B), mais seulement les valeurs pour l'avant (F) sont rapportées lorsqu'il y a plus d'une direction de pertes d'équilibre par groupe d'âge.

1.2.2 Seuil de perturbation

Parce que l'amplitude de chacune des cinq perturbations posturales est différente (ex : angle d'inclinaison initial, force de tirage à la taille, vitesse de translation de surface, etc...), leur comparaison est difficile. En effet, seulement trois autres groupes de recherche ont tenté de comparer les résultats d'une perturbation posturale à une autre : relâchement d'une inclinaison, translation de surface et trébuchement de grandes amplitudes vers l'avant [11,25,30]; translation de surface et glissade de grandes amplitudes vers l'arrière [23]; et tirage à la taille et translation de surface de moyennes amplitudes vers l'avant, le côté et l'arrière [31]. Cependant, la limite du rétablissement de l'équilibre (l'amplitude maximale sans tomber) n'étant pas toujours atteinte par tous les participants pour toutes les perturbations dans ces études, la taille de l'effet des différentes perturbations sur l'habilité à rétablir son équilibre ne pouvait pas être généralisée.

Afin de faciliter la comparaison des résultats de différentes perturbations posturales, notre groupe de recherche a développé la méthode du seuil de perturbation. Cette régression linéaire entre les positions angulaires et les vitesses angulaires des participants à la fin du temps de réaction, pour les essais réussis à la limite du rétablissement de l'équilibre (Figure 1.3), sépare les chutes des rétablissements (Figure 1.4), quel que soit la perturbation posturale ou la combinaison de perturbations posturales. Moglo et Smeesters [16,17] ont été les premiers à établir le seuil de perturbation pour le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec tirage à la taille, et le tirage à la taille en marchant vers l'avant, à l'angle d'inclinaison initial maximal ou à la force de tirage à la taille maximale. Thiaux *et al.* [18] ont ensuite obtenu un seuil de perturbation très similaire pour le relâchement d'une inclinaison et la translation de surface vers l'avant, à l'angle d'inclinaison initial maximal ou à la vitesse de translation de surface maximale. Finalement, Pierre et Smeesters [19] ont obtenu un seuil de perturbation très similaire aux deux études précédentes pour le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface lente et rapide, et la translation de surface vers l'avant, à l'angle d'inclinaison initial maximal ou à la vitesse de translation de surface maximale. La méthode du seuil de perturbation semble donc démontrer que le choix de la perturbation posturale n'affecte pas la limite du rétablissement de l'équilibre.

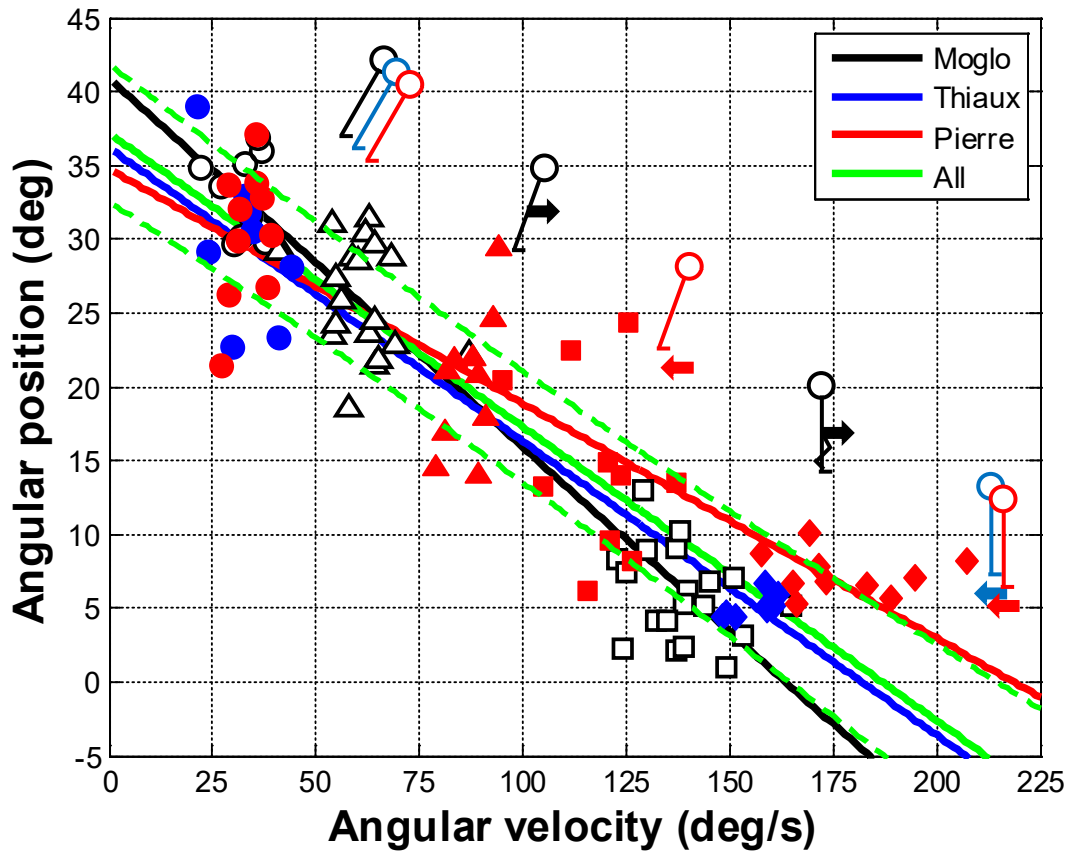


Figure 1.3: Seuils de perturbation vers l'avant pour des jeunes adultes déterminés par Moglo et Smeesters (2005,2006) [16,17] (ligne et symboles vides noirs), Thiaux et al. (2013) [18] (ligne et symboles pleins bleus) et Pierre et Smeesters (2016a) [19] (ligne et symboles pleins rouges), tels que présentés par Pierre et Smeesters (2016b) [32]

La position angulaire en fonction de la vitesse angulaire des participants à la fin du temps de réaction pour les essais réussis à l'angle d'inclinaison initial maximal (cercles), à l'angle d'inclinaison initial maximal avec tirage à la taille (triangles vides), à l'angle d'inclinaison initial maximal avec translation de surface lente et rapide (carrés pleins), à la force de tirage à la taille maximale en marchant (carrés vides), et à la vitesse de translation de surface maximale (diamants). Le seuil de perturbation global pour l'ensemble des études est également illustré (All, lignes pleines et à traits verts : moyenne \pm écart type).

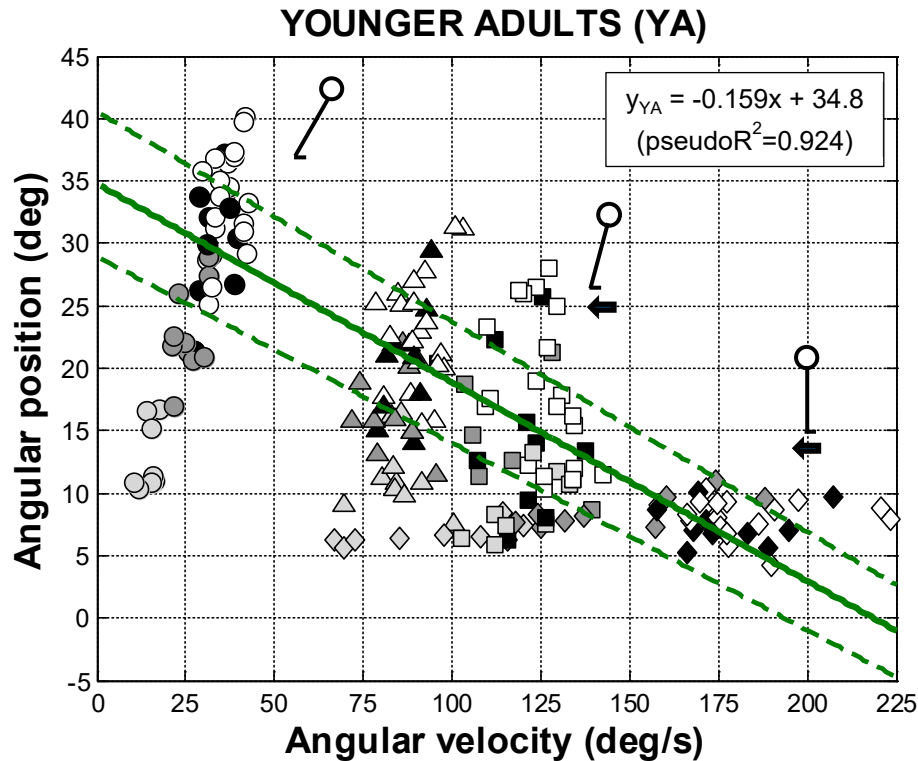


Figure 1.4: Le seuil de perturbation vers l'avant pour de jeunes adultes déterminé par Pierre et Smeesters (2016a) [19] pour le relâchement d'une inclinaison (cercles), le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface lente (triangles) et rapide (carrés), et la translation de surface (diamants) sépare les chutes des rétablissements

Le seuil de perturbation (lignes pleines et à traits : moyenne \pm écart type) a été obtenu des essais réussis à l'angle d'inclinaison initial maximal, à l'angle d'inclinaison initial maximal avec translation de surface lente et rapide, et à la vitesse de translation de surface maximale (symboles noirs pleins). À mesure que l'angle d'inclinaison initial ou la vitesse de translation de surface augmentait, les points de position et vitesse angulaire à la fin du temps de réaction se rapprochaient du seuil de perturbation (symboles gris pâles et foncés pleins : $\sim 37\%$ de l'essai maximal et $\sim 75\%$ de l'essai maximal). De plus, 74% des points de position et vitesse angulaire à la fin du temps de réaction pour les essais réussis, avant ou à la limite du rétablissement de l'équilibre, étaient en dessous du seuil de perturbation (symboles pleins). De même 76% des points de position et vitesse angulaire à la fin du temps de réaction pour les essais ratés, après la limite du rétablissement de l'équilibre, étaient au-dessus du seuil de perturbation (symboles vides $\sim 117\%$ de l'essai maximal).

Finalement, Moglo et Smeesters et Pierre et Smeesters ont démontré que le seuil de perturbation diminue avec l'âge (Figure 1.5), se déplaçant vers l'origine des adultes jeunes [17,19], à mi-âgés [19], à âgés [17,19].

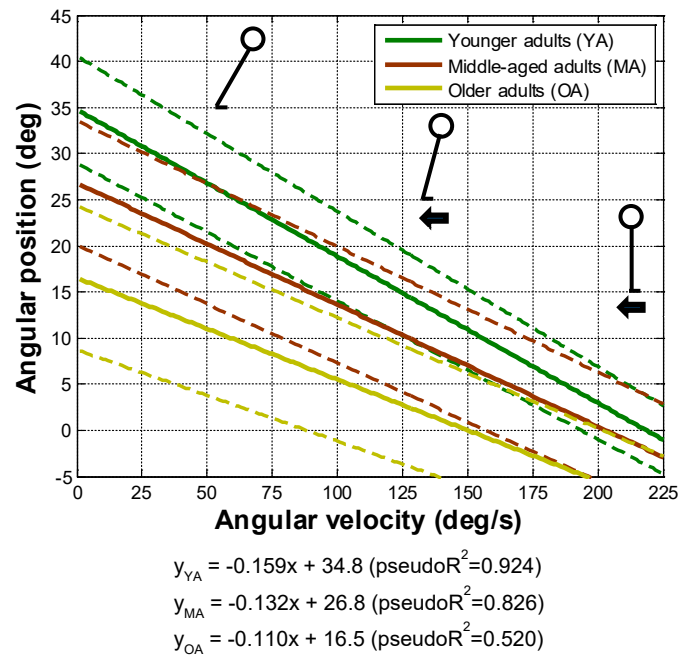


Figure 1.5: Les seuils de perturbation (lignes pleines et à traits : moyenne \pm écart type) vers l'avant déterminés par Pierre et Smeesters (2016a) [19] diminuent avec l'âge, se déplaçant vers l'origine des adultes jeunes, à mi-âgés, à âgés

1.2.3 Effet de la direction de la perte d'équilibre

Malgré l'importance clinique de l'effet de l'endroit de l'impact (sur l'abdomen, la hanche ou les fesses) et de la direction de la chute (vers l'avant, le côté, l'arrière ou tout droit) sur le risque de fracture de la hanche, seulement quatre études à la limite du rétablissement de l'équilibre ont étudié l'effet de la direction de la perte d'équilibre (Table 1.2) :

- Hsiao et Robinovitch [20] ont démontré que de jeunes adultes, initialement debout, étaient deux fois plus susceptibles de tomber après des translations de surface de grandes amplitudes provoquant une perte d'équilibre vers l'arrière, comparé aux translations de surface provoquant une perte d'équilibre vers l'avant ou vers le côté.
- Telonio et Smeesters [33] ont démontré chez des adultes jeunes et âgés que l'angle d'inclinaison initial maximal était 23% et 31% plus grand pour des inclinaisons vers l'avant, comparé à des inclinaisons vers le côté et vers l'arrière, respectivement. L'angle d'inclinaison initial maximal était aussi 12% plus grand pour des inclinaisons vers le côté, comparé à des inclinaisons vers l'arrière. Il n'y avait cependant aucune différence entre les inclinaisons vers le côté dominant et non-dominant.

- Carbonneau et Smeesters [15] ont démontré chez des adultes jeunes, mi-âgés et âgés que l'angle d'inclinaison initial maximal était 23% et 22% plus grand pour des inclinaisons vers l'avant, comparé à des inclinaisons vers le côté et vers l'arrière, respectivement. Il n'y avait cependant aucune différence entre les inclinaisons vers le côté et l'arrière.
- Pamukoff *et al.* [34] ont démontré que des programmes d'entraînement en force et en puissance musculaire de 6 semaines chez des adultes âgés augmentent leurs angles d'inclinaison initial maximaux vers l'avant et vers le côté de 15% et 26%, respectivement.

Table 1.2: Effet de la direction de la perte d'équilibre sur la limite du rétablissement de l'équilibre en fonction de la perturbation posturale et de l'âge

Références	Âge	θ_o (deg)		
		Avant	Côté	Arrière
Relâchement d'une inclinaison				
Telonio et Smeesters (2005) [33]	Jeunes	30	24	20
	Âgés	21	15	15
Carbonneau et Smeesters (2014) [15]	Jeunes	26	19	18
	Mi-âgés	18	16	16
	Âgés	13	9	11
Pamukoff <i>et al.</i> (2014) [34]	Âgés (pré-entraînement)	16	9	-
	Âgés (post-entraînement)	18	12	-
Translation de surface				
Hsiao et Robinovitch (1998) [20]	Jeunes	0	0	0

$\omega_0 = 0$ deg/s dans toutes les études.

Globalement, ces études semblent donc démontrer que le rétablissement de l'équilibre est plus difficile vers le côté que vers l'avant, et plus difficile vers l'arrière que vers le côté. Plusieurs questions sur l'effet de la direction de la perte d'équilibre demeurent cependant sans réponses. Notamment, pour le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface, quel est l'angle d'inclinaison initial maximal vers le côté et vers l'arrière? Pour la translation de surface, quel est la vitesse de translation de surface maximale pour des pertes d'équilibre vers le côté et vers l'arrière? Finalement, où se situe le seuil de perturbation pour des perturbations posturales provoquant des pertes d'équilibre vers le côté et vers l'arrière, comparé au seuil de perturbation vers l'avant déjà établi?

1.3 Enjeux techniques

Les sections suivantes résument les enjeux techniques par rapport aux perturbations posturales, aux variables et instruments de mesure et aux configurations des plateformes de forces.

1.3.1 Perturbations posturales

Au Laboratoire de biomécanique du mouvement du Centre de Recherche sur le Vieillissement, il est actuellement possible de faire des perturbations posturales de relâchement d'une inclinaison et de translation de surface pour des pertes d'équilibre vers l'avant, le côté et l'arrière [19]. Malheureusement, l'équipement à bungees utilisé précédemment pour effectuer le tirage à la taille n'est plus fonctionnel [16,17], même si une version motorisée fonctionnant vers l'avant, le côté et l'arrière pourrait être créée un jour. Le trébuchement n'est pas à considérer vu que l'amplitude de cette perturbation posturale n'est pas encore définie par la communauté scientifique. Finalement, la glissade est également à éliminer parce que les difficultés techniques sont actuellement trop importantes pour bien contrôler son amplitude.

1.3.2 Variables et instruments de mesure

Les variables d'intérêts des études à la limite du rétablissement de l'équilibre sont celles relatives à l'initiation, à l'exécution et à la géométrie de la réponse du participant aux perturbations posturales [19]. L'initiation de la réponse caractérise la période de temps mis par le participant pour réagir à une perturbation posturale donnée. Les variables mesurées pour ces fins sont le temps de réaction, ainsi que la position et la vitesse angulaire du participant. L'exécution de la réponse se manifeste par les variables de temps de transfert du poids, de durée du pas et de vitesse du pas. Ces variables caractérisent la rapidité avec laquelle le participant tente de rétablir son équilibre. Pour finir, la géométrie de la réponse permet de décrire la manière avec laquelle le participant rétablit son équilibre. Elle est quantifiée par la longueur, la largeur et la hauteur du pas. Ceci dit, il ne faut pas oublier que l'amplitude des perturbations posturales doit aussi être mesurée (ex : l'angle d'inclinaison initial, la force de tirage à la taille, la vitesse de translation de surface, etc...).

Les instruments nécessaires pour mesurer l'ensemble de ces variables sont disponibles au Laboratoire de biomécanique du mouvement [19]. Le temps de réaction, le temps de transfert

du poids et la durée du pas sont calculés à partir de données de plateformes de forces dans le plancher du laboratoire. La position angulaire, la vitesse angulaire, la longueur du pas, la largeur du pas, la hauteur du pas, la vitesse du pas, l'angle d'inclinaison initial et la vitesse de translation de surface sont obtenus à partir de données de marqueurs sur le participant ou la surface de translation et de caméras optoélectroniques. Finalement, la force de tirage à la taille est mesurée par une cellule de charge.

1.3.3 Configurations des plateformes de forces

Afin de pouvoir mesurer le temps de réaction, le temps de transfert du poids et le temps du pas, il ne peut y avoir qu'un pied à la fois sur chaque plateforme de forces. La configuration idéale des plateformes de forces dans le plancher du laboratoire est donc différente pour chaque perturbation posturale et chaque direction de perte d'équilibre :

- Figure A.2b et Figure B.2b (Appendices A et B) : Relâchement d'une inclinaison vers l'avant, le côté ou l'arrière, que le participant fasse un pas avec le pied gauche ou droit.
- Figure A.2c et Figure B.2c (Appendices A et B) : Relâchement d'une inclinaison, relâchement d'une inclinaison avec translation de surface ou translation de surface pour des pertes d'équilibre :
 - Vers l'avant pour un participant faisant un pas avec le pied gauche.
 - Vers l'arrière pour un participant faisant un pas avec le pied droit.
- Miroir de Figure A.2c et Figure B.2c (Appendices A et B) : Relâchement d'une inclinaison, relâchement d'une inclinaison avec translation de surface ou translation de surface pour des pertes d'équilibre :
 - Vers l'avant pour un participant faisant un pas avec le pied droit.
 - Vers l'arrière pour un participant faisant un pas avec le pied gauche.
- Aucune configuration idéale : Relâchement d'une inclinaison avec translation de surface ou translation de surface pour des pertes d'équilibre vers le côté pour un participant faisant un pas avec le pied gauche ou droit.

Actuellement dans le Laboratoire de biomécanique du mouvement, déplacer les modules couvrant le reste de la fosse à plateformes de forces pour changer d'une configuration à une autre n'est ni facile ou rapide (Appendices A et B). De plus, le seul moyen pour mesurer le

temps de réaction, le temps de transfert du poids et le temps du pas avec des plateformes de forces pour le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface ou pour la translation de surface pour des pertes d'équilibre vers le côté serait de faire une translation des plateformes de forces avec la surface. Cependant, on pourrait potentiellement utiliser les marqueurs sur le participant et les caméras optoélectroniques pour mesurer ces variables [35].

Heureusement, juste avant de commencer les essais, le Laboratoire de biomécanique du mouvement a pu acquérir deux nouvelles plateformes de forces pour un total de six plateformes de forces. La nouvelle configuration des six plateformes de forces (Figure 1.6) est commune à toutes les perturbations posturales, dans toutes les directions de la perte d'équilibre et peu importe le pied qui fait le pas. Il n'est donc plus nécessaire de changer la configuration des plateformes de forces entre chaque perturbation posturale et chaque direction de perte d'équilibre pour ce projet de maîtrise.

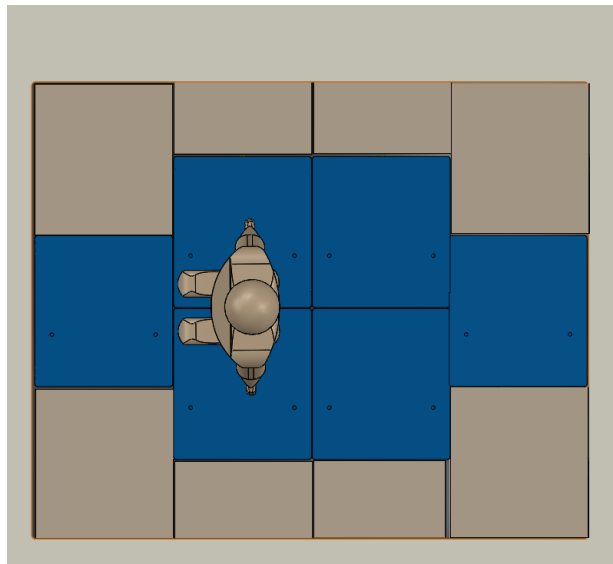


Figure 1.6: Configuration des six plateformes de forces

1.4 Problématique du projet de maîtrise

1.4.1 Objectif général

Dans le cadre de la poursuite des travaux menés par notre équipe de recherche sur l'effet de la direction de la perte d'équilibre [15,33] et sur le seuil de perturbation [16-19], *l'objectif principal de ce projet de maîtrise était de déterminer expérimentalement l'effet de la direction*

de la perte d'équilibre, vers l'avant, le côté et l'arrière, sur le seuil de perturbation. Les perturbations posturales à étudier étaient : le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et la translation de surface dans les trois directions.

1.4.2 Objectifs spécifiques

À l'issue des expérimentations (Chapitre 2), les limites du rétablissement de l'équilibre suivantes ont donc été déterminées :

- Les angles d'inclinaison initiaux maximaux vers l'AVANT, le CÔTÉ et l'ARRIÈRE, desquels de JEUNES adultes sains peuvent être soudainement relâchés et tout de même rétablir leur équilibre en un seul pas.
- Les angles d'inclinaison initiaux maximaux vers l'AVANT, le CÔTÉ et l'ARRIÈRE avec translation de surface vers l'ARRIÈRE, le CÔTÉ et l'AVANT, desquels de JEUNES adultes sains peuvent être soudainement relâchés et tirés en même temps et tout de même rétablir leur équilibre en un seul pas.
- Les vitesses de translation de surface maximales vers l'ARRIÈRE, le CÔTÉ et l'AVANT, desquelles de JEUNES adultes sains, initialement debout, peuvent être soudainement tirés et tout de même rétablir leur équilibre en un seul pas.

Pour faciliter les changements de configuration des plateformes de forces pour chaque perturbation posturale et direction de perte d'équilibre ainsi que pour diminuer le temps requis, un objectif secondaire de ce projet de maîtrise était la conception et la fabrication de nouveaux modules imbriqués pour couvrir le reste de la fosse à plateformes de forces. Juste avant de commencer les essais, après avoir complété les phases d'analyse fonctionnelle (Appendice A) et d'émergence et de convergence des concepts (Appendice B), cet objectif secondaire est devenu non pertinent. Les phases de conception détaillée et de prototypage ont donc été retirées de ce projet de maîtrise et remises à une date ultérieure puisque leur réalisation est tout de même importante pour le Laboratoire de biomécanique du mouvement.

1.4.3 Hypothèses

Les hypothèses associées à l'objectif principal et aux trois objectifs spécifiques de ce projet de maîtrise étaient :

- L'angle d'inclinaison maximal pour le relâchement d'une inclinaison avec ou sans translation de surface sera plus grand pour des pertes d'équilibre vers l'avant que vers le côté et vers le côté que vers l'arrière.
- La vitesse de translation maximale pour la translation de surface sera plus grande pour des pertes d'équilibre vers l'avant que vers le côté et vers le côté que vers l'arrière.
- L'angle d'inclinaison maximal sera aussi plus grand pour les relâchements d'une inclinaison que pour les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface.
- Les seuils de perturbation formés par les trois perturbations posturales (relâchement d'une inclinaison, relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et translation de surface) se déplaceront vers l'origine si la perte d'équilibre change de l'avant au côté à l'arrière (similaire à l'effet de l'âge à la Figure 1.5) et sépareront efficacement les chutes des rétablissements, quelle que soit la perturbation posturale.

1.5 Références

1. Statistique Canada (2010). *Projections démographiques pour le Canada, les provinces et les territoires, 2009 à 2036*. Statistique Canada, Ottawa ON, 247 p.
2. Agence de la santé publique du Canada (2014). *Chutes chez les aînés au Canada*. Agence de la santé publique du Canada, Ottawa ON, 63 p.
3. Parachute (2015). *The cost of injury in Canada*. Parachute, Toronto ON, 164 p.
4. World Health Organization (2007). *WHO global report on falls prevention in older age*. World Health Organization, Geneva, Switzerland, 47 p.
5. Nevitt, M. C., Cummings, S. R. (1993). Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41(11), p. 1226-1234.
6. Hayes, W. C., Myers, E. R., Morris, J. N., Gerhart, T. N., Yett, H. S., Lipsitz, L. A. (1993). Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall. *Calcified tissue international*, 52(3), p. 192-198.
7. Greenspan, S. L., Myers, E. R., Maitland, L. A., Resnick, N. M., Hayes, W. C. (1994). Fall severity and bone mineral density as risk factors for hip fracture in ambulatory elderly. *Jama*, 271(2), p. 128-133.
8. Yang, Y., Mackey, D. C., Liu-Ambrose, T., Feldman, F., Robinovitch, S. N. (2016). Risk factors for hip impact during real-life falls captured on video in long-term care. *Osteoporosis International*, 27(2), p. 537-547.
9. Vallée, P. (2015). *Estimation du risque de chute suite à une perturbation d'équilibre*. Thèse de doctorat, Université Claude Bernard-Lyon I, Lyon France, 136 p.

10. Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B. (1999). *Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. Journals of Gerontology*, 54A(1), p. 44-50.
11. Owings, T. M., Pavol, M. J., Foley, K. T., Grabiner, M. D. (2000). *Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. Journal of the American Geriatrics Society*, 48(1), p. 42-50.
12. Grabiner, M. D., Owings, T. M., Pavol, M. J. (2005). *Lower extremity strength plays only a small role in determining the maximum recoverable lean angle in older adults. Journals of Gerontology*, 60A(11), p. 1447-1450.
13. Madigan, M. L., Lloyd, E. M. (2005). *Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. Journals of Gerontology*, 60A(4), p. 481-485.
14. Hsiao-Wecksler, E. T., Robinovitch, S. N. (2007). *The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. Clinical Biomechanics*, 22(5), p. 574-580.
15. Carbonneau, E., Smeesters, C. (2014). Effects of age and lean direction on the threshold of single-step balance recovery in younger, middle-aged and older adults. *Gait Posture*, 39(1), p. 365-371.
16. Moglo, K. E., Smeesters, C. (2005). *The threshold of balance recovery is not affected by the type of postural perturbation. International Society of Biomechanics XXth Congress*, Cleveland OH, Jul 31 - Aug 5.
17. Moglo, K. E., Smeesters, C. (2006). *Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery. 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Blacksburg VA, Sep 6-9.
18. Thiaux, V., Robinovitch, S. N., Smeesters, C. (2013). Comparison of the kinematics of the threshold of balance recovery of two postural perturbations: lean release and surface translation. *37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Omaha NE, Sep 4-7.
19. Pierre, M., Smeesters, C. (2016a). Effect of age on the forward perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger, middle-aged and older adults. *40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Raleigh NC, Aug 2-5.
20. Hsiao, E. T., Robinovitch, S. N. (1998). *Common protective movements govern unexpected falls from standing height. Journal of Biomechanics*, 31(1), p. 1-9.
21. Feldman, F., Robinovitch, S. N. (2007). *Reducing hip fracture risk during sideways falls: evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping. Journal of Biomechanics*, 40(12), p. 2612-2618.
22. Pavol, M. J., Runtz, E. F., Pai, Y. C. (2004). *Diminished stepping responses lead to a fall following a novel slip induced during a sit-to-stand. Gait and Posture*, 20(2), p. 154-162.
23. Troy, K. L., Grabiner, M. D. (2006). *Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. Gait and Posture*, 24(4), p. 441-447.

24. Smeesters, C., Hayes, W. C., McMahon, T. A. (2001). *The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time. Journal of Biomechanics*, 34(5), p. 589-595.
25. Pavol, M. J., Owings, T. M., Foley, K. T., Grabiner, M. D. (2002). *Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. Journal of the American Geriatrics Society*, 50(2), p. 256-262.
26. Pijnappels, M., Bobbert, M. F., van Dieen, J. H. (2005). *Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. Gait and Posture*, 21(4), p. 388-394.
27. Marone, J. R., Rosenblatt, N. J., Troy, K. L., Grabiner, M. D. (2011). *Fear of falling does not alter the kinematics of recovery from an induced trip: a preliminary study. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(12), p. 2093-2095.
28. Brady, R. A., Pavol, M. J., Owings, T. M., Grabiner, M. D. (2000). *Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking. Journal of Biomechanics*, 33(7), p. 803-808.
29. Cham, R., Redfern, M. S. (2001). *Lower extremity corrective reactions to slip events. Journal of Biomechanics*, 34(11), p. 1439-1445.
30. Owings, T. M., Pavol, M. J., Grabiner, M. D. (2001). *Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. Clinical Biomechanics*, 16(9), p. 813-819.
31. Mansfield, A., Maki, B. E. (2009). *Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation? Journal of Biomechanics*, 42(8), p. 1023-1031.
32. Pierre, M., Smeesters, C. (2016b). *Modeling the lean release, lean release with surface translation and surface translation perturbations with an inverted pendulum on a skid for younger, middle-aged and older adults. 40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Raleigh NC, Aug 2-5.
33. Telonio, A., Smeesters, C. (2007). *Effects of age and loss of balance direction on the kinematics of the threshold of balance recovery. 31st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Stanford CA, Aug 22-25.
34. Pamukoff, D. N., Haakonssen, E. C., Zaccaria, J. A., Madigan, M. L., Miller, M. E., Marsh, A. P. (2014). *The effects of strength and power training on single-step balance recovery in older adults: a preliminary study. Clinical interventions in aging*, 9, p. 697-704.
35. Cyr, M. A., Smeesters, C. (2009). *Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults. Gait and Posture*, 29(4), p. 628-633.

CHAPITRE 2 EFFET DE LA DIRECTION

2.1 Avant-propos

Auteurs et affiliations :

A. Chebbi : Étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

C. Smeesters : Professeure, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Date de soumission : 12 juin 2019

Revue : Journal of Biomechanics

Titre anglais : Effect of loss of balance direction on the perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger adults

Titre français : Effet de la direction de la perte d'équilibre sur le seuil de perturbation pour les relâchements d'une inclinaison, relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et translations de surface chez les jeunes adultes

Contribution au document :

Cet article contribue au mémoire en déterminant expérimentalement le seuil de perturbation vers l'avant, le côté et l'arrière de jeunes adultes (25 à 44 ans) sains pour le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et la translation de surface.

Résumé français :

Pour poursuivre le travail sur la méthode du seuil de perturbation pour comparer les résultats de différentes perturbations posturales ou leurs combinaisons, nous avons déterminé les angles d'inclinaison initial maximaux pour des relâchements d'une inclinaison avec et sans translations de surface ainsi que la vitesse de translation de surface maximale pour des translations de surface, desquels 10 jeunes adultes en santé peuvent

être soudainement relâchés et/ou tirés et tout de même rétablir leur équilibre en utilisant un seul pas, pour des pertes d'équilibre vers l'avant, le côté ou l'arrière. Les résultats ont montré que l'angle d'inclinaison maximal pour des relâchements d'une inclinaison (avec ou sans translations de surface) était plus petit pour des pertes d'équilibre vers le côté et l'arrière comparé à l'avant, alors que la vitesse de translation maximale pour des translations de surface diminuait de l'avant vers le côté vers l'arrière. Les angles d'inclinaison maximaux pour des relâchement d'une inclinaison étaient aussi plus grand que pour des relâchement d'une inclinaison avec translations de surface. Néanmoins, les seuils de perturbation formés par les trois perturbations posturales se déplaçaient vers l'origine si la perte d'équilibre changeait de l'avant vers le côté ou de l'avant vers l'arrière, ainsi que séparaient efficacement les chutes (65-72%) des rétablissements (69-81%), qu'elle que soit la perturbation posturale. La méthode du seuil de perturbation a maintenant été expérimentalement établie, non seulement pour des pertes d'équilibre vers l'avant, mais aussi vers le côté et l'arrière. Ces seuils de perturbation suggèrent que l'amplitude de la limite du rétablissement de l'équilibre pour une perturbation posturale pourrait prédire le risque de chutes, dans la même direction de perte d'équilibre, qu'elle que soit la perturbation posturale.

Note : À la suite des corrections demandées par les membres du jury, le contenu de cet article diffère de celui qui a été soumis.

2.2 Abstract

To pursue the work on the perturbation threshold line method to compare results from different postural perturbations or their combinations, we determined the maximum initial lean angles for lean releases with and without surface translations as well as the maximum surface translation velocity for surface translations, from which 10 healthy younger adults could be suddenly released and/or pulled and still recover balance using a single step, for forward, sideways and backward losses of balance. Results showed that the maximum lean angle for lean releases (with or without surface translations) was smaller for sideways and backward compared to forward losses of balance, while the maximum translation velocity for surface translations decreased from forward to sideways to backward. The maximum lean angles for lean releases were also greater than for lean releases with surface translations. Nevertheless, the perturbation threshold lines formed by the three postural perturbations moved toward the origin if the loss of balance changed from forward to sideways or forward to backward, as well as efficiently separated falls (65-72%) from recoveries (69-81%), regardless of the postural perturbation. The perturbation threshold line method has now been experimentally established, not only for forward, but also for sideways and backward losses of balance. These perturbation threshold lines suggest that the amplitude of the threshold of balance recovery for one postural perturbation could predict the risk of falls, in the same loss of balance direction, regardless of the postural perturbation.

2.3 Introduction

At the threshold of balance recovery, the largest postural perturbation an individual can sustain without falling, five different types of large postural perturbations have been experimentally studied in younger adults (Table 2.1): lean releases [1-7], waist pulls [5], surface translations [6-11], trips [12,13] and slips [11,14,15].

Table 2.1: Synthesis of experimental studies at the threshold of balance recovery as a function of postural perturbation and loss of balance direction in younger adults

	References	Direction	θ_0 (deg)	ω_0 (deg/s)	Postural perturbation	RT (ms)	θ_{RT} (deg)	ω_{RT} (deg/s)
Lean release	Wojcik <i>et al.</i> (1999) Madigan and Lloyd (2005) Hsiao-Wecksler and Robinovitch (2007) Carbonneau and Smeesters (2014) Moglo and Smeesters (2005) Thiaux <i>et al.</i> (2013) Pierre and Smeesters (2016a)	Forward	26-32	0	Gravity	62-95	30-33	32-33
	Carbonneau and Smeesters (2014)	Sideways	19	0	Gravity	76	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
	Carbonneau and Smeesters (2014)	Backward	18	0	Gravity	72	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
Waist pull	Moglo and Smeesters (2005)	Forward	22-24	0	Waist pull force = 604-426N (duration = 68ms)	82-84	25-28	64-56
		Forward	0	119-137	Waist pull force = 505-395N (duration = 54ms)	74-75	6	137-143
Surface translation	Pierre and Smeesters (2016a)	Forward	15-8	0	1.0 < Velocity < 1.5m/s Acceleration = 25m/s ² Displacement = 0.7m	88-87	20-15	87-118
	Hsiao and Robinovitch (1998) Thiaux <i>et al.</i> (2013) Pierre and Smeesters (2016a)	Forward	0	0	2.2 < Velocity < 2.6m/s Acceleration = 25m/s ² Displacement = 0.7m	87-99	5-7	156-178
	Hsiao and Robinovitch (1998) Feldman and Robinovitch (2007)	Sideways	0	0	Velocity = 2.2m/s Acceleration = 30m/s ² Displacement = 1.15m	unknown	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
	Hsiao and Robinovitch (1998)	Backward	0	0	unknown	unknown	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
	Pavol <i>et al.</i> (2004)	Backward	0	25	Displacement = 0.29m Coefficient of friction = 0.02	unknown	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
	Troy and Grabiner (2006)	Backward	0	143	Displacement = 0.62m Coefficient of friction = unknown	190	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
Trip	Smeesters <i>et al.</i> (2001) Pijnappels <i>et al.</i> (2005)	Forward	0	61-104	Restrain the foot for 681ms OR Height = 15cm (duration unknown)	60-80	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
Slip	Brady <i>et al.</i> (2000) Cham and Redfern (2001) Troy and Grabiner (2006)	Backward	0	91-106	0.62 < Displacement < 0.90m 0.12 < Coefficient of friction < 1.41	120-150	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$

θ_0 and ω_0 = initial angular position and velocity. θ_{RT} and ω_{RT} = angular position and velocity at reaction time (RT).

Ranges of values for each variable were obtained from the various references cited, but not all these variables were presented in all references.

Despite the fact that sideways falls [16] and hip impacts [17,18] increase hip fracture risk 6 and 20-30 times respectively, most of these studies focused on forward losses of balance [1-8,12,13], with very little attention given to sideways [4,8,9] and backward [4,8,10,11,14,15] losses of balance (Table 2.1). Furthermore, only Hsiao and Robinovitch [8] and Carbonneau and Smeesters [4] explored the threshold of balance recovery in more than one loss of balance direction, and neither of them was for more than one postural perturbation. These two studies suggest that the ability to recover balance and avoid a fall is more difficult for backward compared to sideways compared to forward losses of balance, whether the threshold of balance recovery is measured as the maximum initial lean angle for lean releases [4] or simply the number of falls for surface translations [8].

Although the same response initiation, execution and geometry variable are often measured, only Troy and Grabiner [11], Moglo and Smeesters[5], Thiaux *et al.* [6] and Pierre and Smeesters [7] explored the threshold of balance recovery for more than one postural perturbation, and none of them was for more than one loss of balance direction (Table 2.1). Indeed, comparisons between studies and generalizations about balance recovery abilities across postural perturbations are difficult, because the amplitude of the threshold of balance recovery differs across the five postural perturbations: maximum initial lean angle [5-7], maximum waist pull force [5], maximum surface translation velocity [6,7], undefined for trips and untested for slip distance or coefficient of friction [11]. The perturbation threshold line method was thus developed to compare results from different postural perturbations or their combinations (Figure 2.1). These perturbation threshold lines are formed by the angular positions and velocities of an individual at the end of reaction time of the successful threshold of balance recovery trials. It has been established for lean releases [5-7], lean releases with waist pulls [5], lean releases with surface translations [7], waist pulls while walking [5] and surface translations [6,7], but only for forward losses of balance. Moreover, this perturbation threshold line efficiently separated failed trials resulting in unavoidable falls (76-90% above the line) from successful trials resulting in balance recoveries (74-78% below the line), regardless of the postural perturbation [5-7].

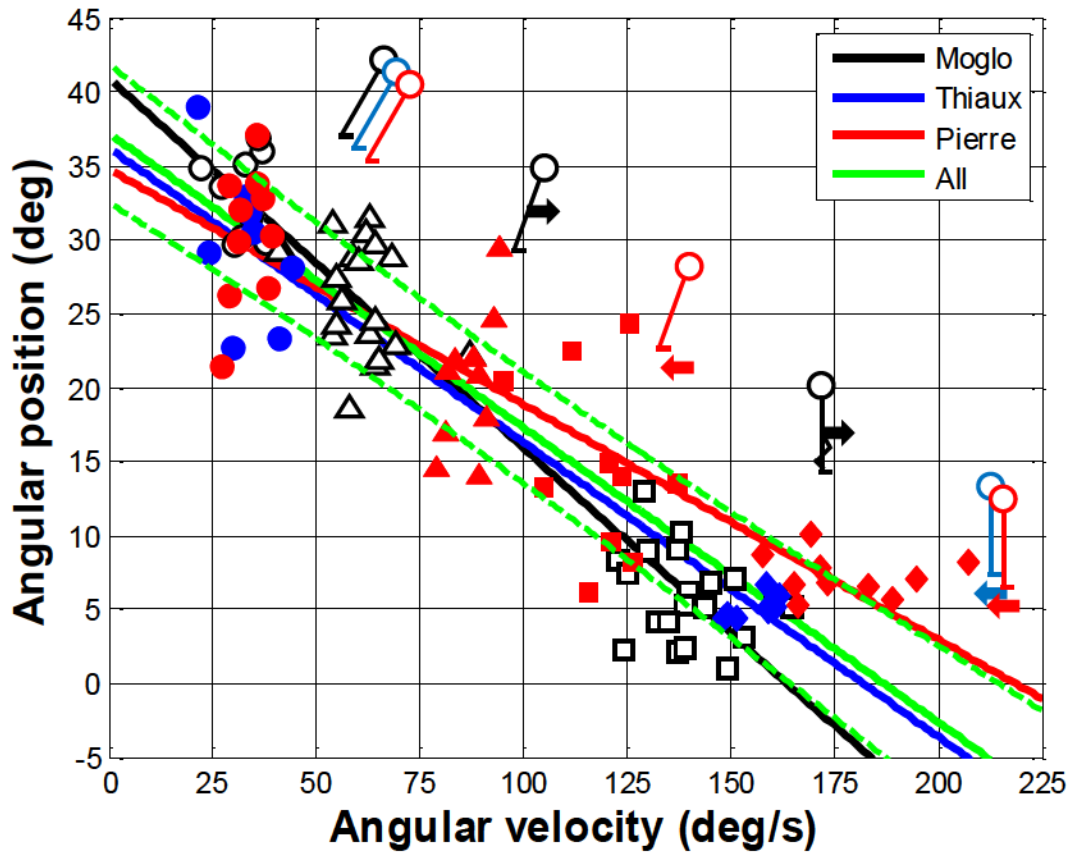


Figure 2.1: The forward perturbation threshold lines for younger adults from Moglo and Smeesters (2005, black line and empty symbols), Thiaux *et al.* (2013, blue line and filled symbols) and Pierre and Smeesters (2016a, red line and filled symbols)

The perturbation threshold line from all studies is also illustrated (solid and dashed green lines: mean \pm standard deviation). Lean releases (circles), lean releases with waist pulls (empty triangles), lean releases with slow (filled triangles) and fast (filled squares) surface translations, waist pulls while walking (empty squares) and surface translations (diamonds). Reproduced with permission from Pierre and Smeesters (2016b) [19].

To pursue the work on the perturbation threshold line method, we determined the effects of loss of balance direction and postural perturbation on the perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger adults, not only for forward but also for the first time for sideways and backward losses of balance. To achieve this, we determined the maximum initial lean angles for lean releases with and without surface translations as well as the maximum surface translation velocity for surface translations, from which participants could be suddenly released and/or pulled and still recover balance using a single step, for forward, sideways and backward losses of balance.

2.4 Methods

2.4.1 Participants

Ten healthy younger adults ranging in age between 18 to 44, with two participants (50% women) for each 5 years of age (mean \pm SD=31.4 \pm 8.1yrs, range=18-41yrs; 1.73 \pm 0.12m; 74.2 \pm 15.1kg), performed forward, sideways and backward lean releases, lean releases with surface translations and surface translations. Informed consent was obtained as required by our Institutional Ethics Committee. The Get Active Questionnaire [20] was used to exclude participants with neurological, cognitive, cardiac and musculoskeletal problems.

2.4.2 Experimental procedure

Participants wore fitted shorts, a sleeveless t-shirt and sneakers. Participants also wore a safety harness attached to an overhead rail by a cable adjusted in length so that their fingertips brushed against the ground. To reduce fatigue, trials were divided between two visits and 10min rest periods between each loss of balance direction and postural perturbation were used. To balance out any learning effect, loss of balance direction and postural perturbation order were counterbalanced over all participants by gender.

For lean releases with and without surface translations (Figure 2.2, [7]), we determined the maximum forward, sideways and backward initial lean angle from which participants could be suddenly released and still recover balance using a single step for two backward, sideways and forward surface translation velocities (zero and non-zero). Participants were initially leaned forward, sideways or backward using a cable attached to a pelvic belt. The lean cable was suddenly released after a random delay, resulting in a forward, sideways or backward loss of balance from which participants had to recover using a single step. For trials with surface translations, the rubber sheet was simultaneously ($\Delta t_{\text{lean-translation}}=-2\pm 3\text{ms}$, see section 2.10.1) pulled backward, sideways or forward at 1.2, 1.0 and 0.7m/s (Table 2.2), respectively. The amplitude of this perturbation, the initial lean angle, was controlled by adjusting the length of the lean cable. It started at 5deg, was increased in 5deg and then 2.5deg increments after each successful trial, until participants failed to recover balance twice at a given initial lean angle for each loss of balance direction and surface translation velocity. The threshold of balance recovery

for lean releases with or without surface translations was thus the last successful trial at the maximum recoverable initial lean angle.

Table 2.2: Postural perturbation parameters as a function of loss of balance direction

Direction	Variable	Lean release	Lean release with surface translation	Surface translation
Forward	θ_o (deg)	θ_{max}	θ_{max}	0.0
	V (m/s)	0.0	1.2	V_{max}
Sideways	θ_o (deg)	θ_{max}	θ_{max}	0.0
	V (m/s)	0.0	1.0	V_{max}
Backward	θ_o (deg)	θ_{max}	θ_{max}	0.0
	V (m/s)	0.0	0.7	V_{max}

θ_o : Initial lean angle, θ_{max} : Maximum lean angle.

V : Surface translation velocity, V_{max} : Maximum translation velocity.

For surface translations (Figure 2.2, [7]), we determined the maximum backward, sideways and forward surface translation velocity from which participants could be suddenly pulled and still recover balance using a single step. Participants initially stood on a rubber sheet. The rubber sheet was suddenly pulled backward, sideways or forward after a random delay, resulting in a forward, sideways or backward loss of balance, respectively, from which participants had to recover using a single step. The amplitude of this perturbation, the surface translation velocity, was controlled by adjusting the velocity of a linear motor (T4D 410-8, Parker Hannifin Corporation, Rohnert Park CA) while keeping its displacement=700mm and acceleration=25m/s² constant. It started at 1.5m/s, 1.2m/s or 1m/s for forward, sideways and backward loss of balance directions, was increased in 0.2m/s and then 0.1m/s increments after each successful trial, until participants failed to recover balance twice at a given surface translation velocity for each loss of balance direction. The threshold of balance recovery for surface translations was thus the last successful trial at the maximum recoverable surface translation velocity.

For all postural perturbations, balance recovery was successful if participants supported less than 20% of their body weight in the safety harness [21] and used no more than one-step.

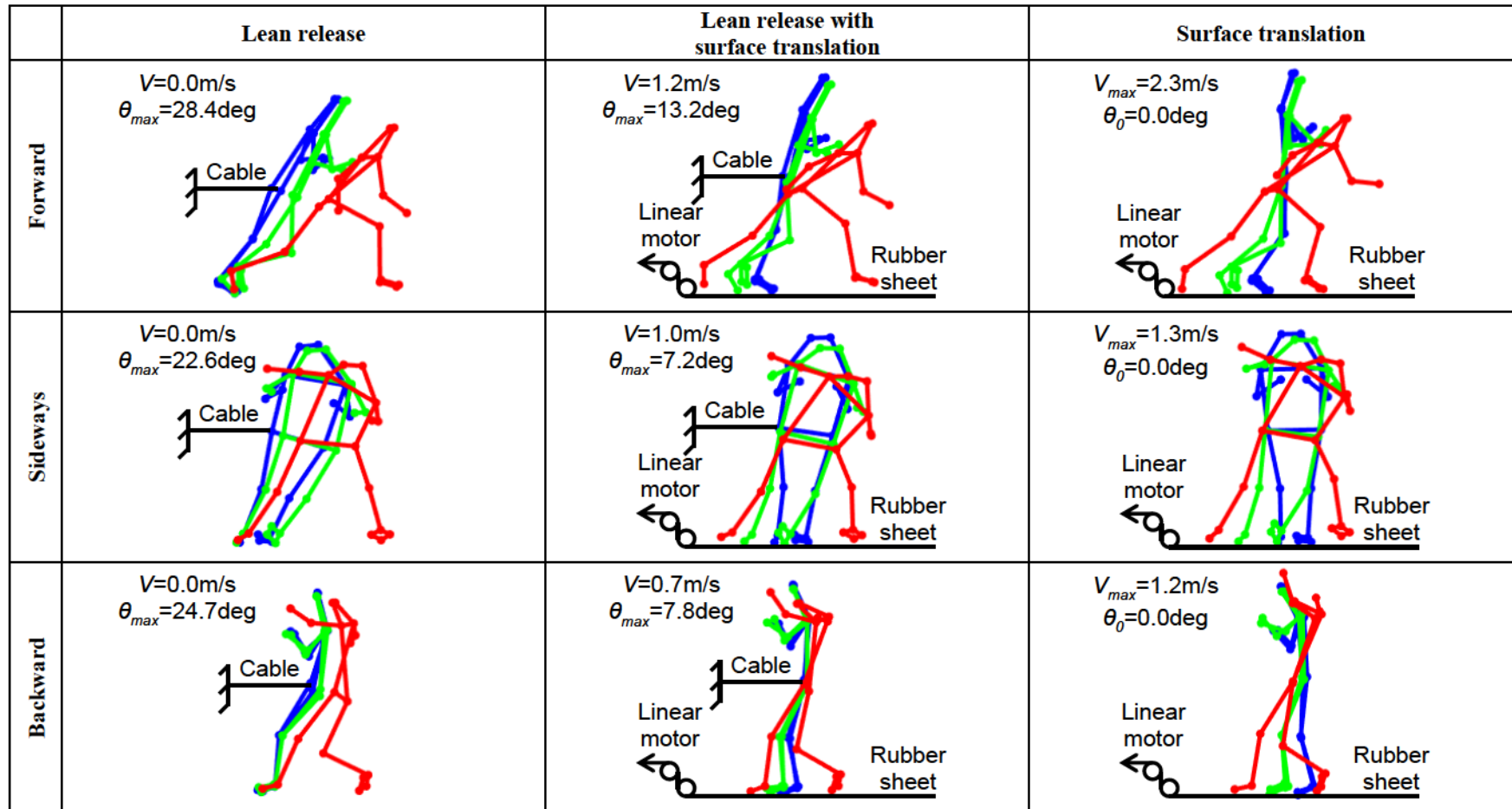


Figure 2.2: Experimental setup and typical sagittal plane diagrams of the marker positions for three younger adults, at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angles (θ_{max}), maximum initial lean angles with surface translations and maximum surface translation velocities (V_{max})

For each postural perturbation and loss of balance direction, positions are shown at onset of perturbation (blue), liftoff (green) and touchdown (red). Illustrated markers are the right and left medial aspects of the 1st metatarsal and malleolus as well as the right and left lateral aspects of the 5th metatarsal, malleolus, femoral epicondyle, greater trochanter, acromion, temple, elbow and wrist. The right and left lateral aspects of the mid-calf and mid-thigh are not shown.

2.4.3 Measuring instruments and variables

Four optoelectronic position sensors (Optotrak, NDI, Waterloo ON) recorded three-dimensional positions of 24 markers on the participants and 2 markers on the rubber sheet at 100Hz (Figure 2.2). Six force platforms (OR6-7, AMTI, Newton MA), a one-degree of freedom load cell (FD-2, AMTI, Newton MA) and a six-degrees of freedom load cell (MC3A, AMTI, Newton MA) recorded ground reaction forces under the feet, lean cable load and safety harness cable load, respectively, at 1000Hz (Figure 2.3). All data were processed using Matlab (Mathworks, Natick MA). Splines interpolated missing marker positions. Zero-phase-shift 4th order Butterworth filters smoothed kinematic and kinetic data at cutoff frequencies determined by residual analysis of 14Hz and 50Hz, respectively. Finally, first and second order centered finite differences on two and three positions points calculated velocities and accelerations, respectively.

For all postural perturbations, as done by Pierre *et al.* [7], the main variables were the angular position (θ) and velocity (ω). The angular position was the sagittal plane angle between the vertical and the line connecting the midpoints of the two lateral malleoli and the two greater trochanters. For lean releases with or without surface translations, the angular position at the onset of perturbation (OP) was the initial lean angle (θ_o) or maximum initial lean angle (θ_{max}) at the threshold of balance recovery. For surface translations, the markers on the rubber sheet measured the anterior-posterior (forward or backward loss of balance) or medio-lateral (sideways loss of balance) surface translation velocity (V , Figure 2.3) or maximum surface translation velocity (V_{max}) at the threshold of balance recovery.

Reaction time (RT) was the time difference between onset of response (OR) and onset of perturbation, and measured response initiation (Figure 2.3, [7]). Onset of perturbation was when lean cable load started decreasing or surface translation velocity started increasing, whichever came first. Onset of response was when the vertical ground reaction force under the stepping foot started increasing (at inflection point).

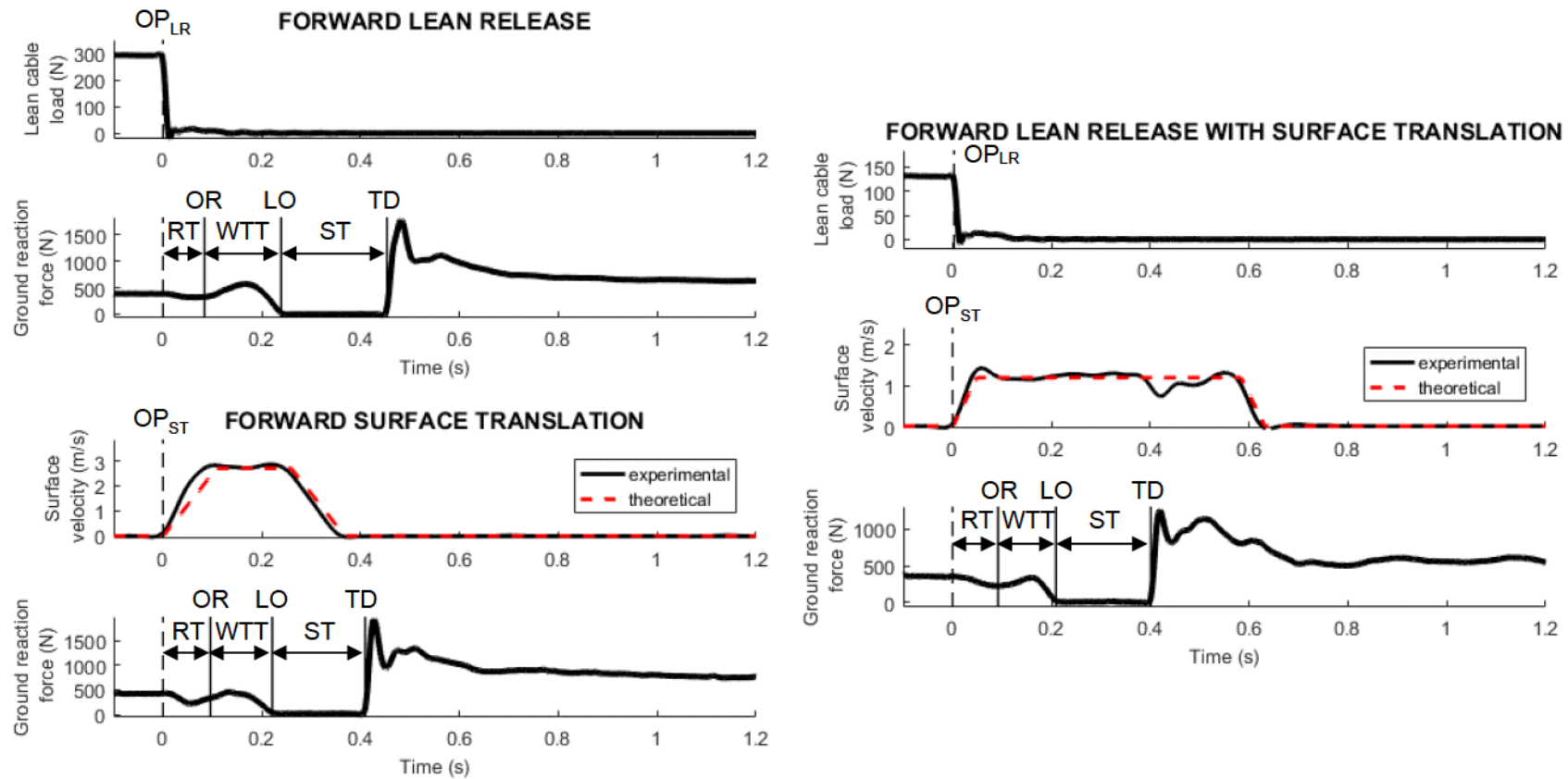


Figure 2.3: Typical forward time histories for lean releases (top two left graphs), lean releases with surface translations (three right graphs) and surface translations (bottom two left graphs) at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively

Reaction time (RT) from onset of perturbation for lean release (OP_{LR}) or surface translation (OP_{ST}) to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to liftoff (LO), and step time (ST) from LO to touchdown (TD).

Three variables measured response execution (Figure 2.3, [7]). The time difference between liftoff (*LO*) and onset of response measured weight transfer time (*WTT*). The time difference between touchdown (*TD*) and liftoff measured step time (*ST*). Step length (*SL*) divided by step time measured step velocity (*SV*). Finally, liftoff and touchdown were usually when the vertical ground reaction force under the stepping foot became zero and non-zero, respectively. However, for sideways lean releases with surface translations and surface translations where more than one foot is often on the same force platform at liftoff, liftoff was at the inflection time point of the vertical ground reaction forces under both feet (error=1±2ms, p=0.502, see section 2.10.2).

Finally, response geometry was measured by three variables [4]. Step length (*SL*) was the anterior-posterior (forward and backward loss of balance) or medial-lateral (sideways loss of balance) displacement of the stepping foot lateral malleolus from liftoff to touchdown. Step height (*SH*) was the maximum minus the minimum inferior–superior position of the stepping foot lateral malleolus from liftoff to touchdown. Step width (*SW*) was the medial–lateral (forward and backward loss of balance) or anterior–posterior (sideways loss of balance) displacement of the stepping foot lateral malleolus from liftoff to touchdown.

2.4.4 Data analysis

Data were analysed using SPSS (IBM Corp., Armonk NY) and $p \leq 0.050$ were significant. For all kinematic variables at the maximum lean angles or translation velocities, two-way analyses of variance with repeated measures determined the overall effects of loss of balance direction, postural perturbation and their interaction. For each postural perturbation, one-way analyses of variance also more finely examined the effect of loss of balance direction on the maximum lean angle and translation velocity. Post-hoc t-tests with a Bonferroni correction were used for all pairwise comparisons. Finally, for each loss of balance direction, an unconditional growth linear regression model established the relationship between the angular positions and velocities at the end of reaction time for trials at the threshold of balance recovery.

2.5 Results

2.5.1 Maximum lean angles

Considering lean releases with and without surface translations, both loss of balance direction ($p<0.001$) and postural perturbation ($p<0.001$) had significant overall effects on the maximum lean angle (Table 2.3). Across postural perturbations, maximum lean angles were smaller by 7.7deg for both sideways ($12.6\pm4.2\text{deg}$) and backward ($12.6\pm4.6\text{deg}$) compared to forward ($20.3\pm3.9\text{deg}$) losses of balance. In particular, maximum lean angles decreased from forward to sideways and from forward to backward (Figure 2.4) for both lean releases ($p<0.001$, with $p_{\text{forward-sideways}}<0.001$ and $p_{\text{forward-backward}}<0.001$) and lean releases with surface translations ($p<0.001$, with $p_{\text{forward-sideways}}<0.001$ and $p_{\text{forward-backward}}=0.004$). Across loss of balance directions, maximum lean angles for lean releases ($22.8\pm3.2\text{deg}$) were 15.2deg greater than for lean releases with surface translations ($7.6\pm4.7\text{deg}$). Finally, there was no significant interaction between loss of balance direction and postural perturbation for maximum lean angles ($p=0.256$).

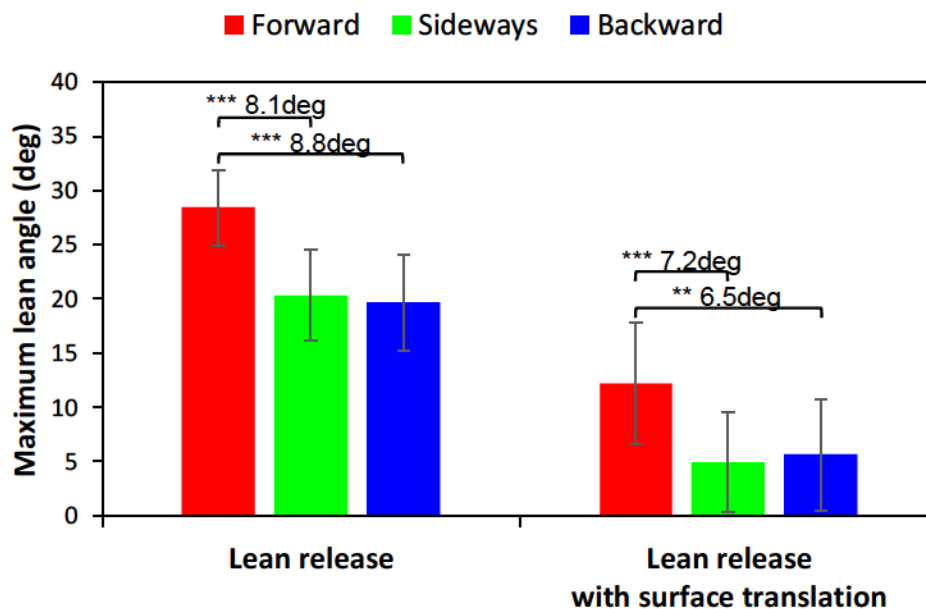


Figure 2.4: Maximum lean angles (mean \pm standard deviation) were smaller for sideways and backward compared to forward losses of balance for lean releases ($p<0.001$) and lean releases with surface translations ($p<0.001$)

Mean difference of significant pairwise comparisons between directions are shown:

* $p\leq 0.05$, ** $p\leq 0.01$, *** $p\leq 0.001$.

Table 2.3: Effects of loss of balance direction and postural perturbation on the kinematic variables at the maximum lean angles or maximum translation velocities (mean \pm standard deviation)

Postural perturbation	Direction	Maximum lean angle	Maximum translation velocity	Reaction time	Weight transfer time	Step time	Step velocity	Step length	Step height	Step width
		(deg)	(m/s)	(ms)	(ms)	(ms)	(m/s)	(mm)	(mm)	(mm)
		θ_{max}	V_{max}	RT	WTT	ST	SV	SL	SH	SW
Lean release	Forward	28.4 \pm 3.5		88 \pm 4	176 \pm 14	199 \pm 20	4.96 \pm 0.54	980 \pm 102	163 \pm 20	19 \pm 54
	Sideways	20.3 \pm 4.2		94 \pm 4	171 \pm 33	186 \pm 28	3.94 \pm 0.69	736 \pm 182	164 \pm 47	-30 \pm 38
	Backward	19.6 \pm 4.4		92 \pm 6	111 \pm 31	189 \pm 11	3.60 \pm 0.54	682 \pm 123	135 \pm 32	-55 \pm 30
Lean release with surface translation	Forward	12.2 \pm 5.6		92 \pm 6	150 \pm 16	211 \pm 15	4.88 \pm 0.66	1025 \pm 109	194 \pm 43	25 \pm 26
	Sideways	4.9 \pm 4.6		100 \pm 4	160 \pm 20	164 \pm 30	4.17 \pm 0.48	677 \pm 121	175 \pm 56	-36 \pm 48
	Backward	5.6 \pm 5.1		99 \pm 8	121 \pm 21	188 \pm 68	3.54 \pm 0.49	650 \pm 194	163 \pm 48	-30 \pm 42
Surface translation	Forward		2.47 \pm 0.63	95 \pm 7	157 \pm 24	193 \pm 21	4.37 \pm 0.49	833 \pm 47	191 \pm 45	44 \pm 37
	Sideways		1.47 \pm 0.30	98 \pm 7	174 \pm 36	171 \pm 14	3.93 \pm 0.48	634 \pm 106	159 \pm 39	-36 \pm 28
	Backward		1.20 \pm 0.26	100 \pm 10	128 \pm 36	190 \pm 20	3.01 \pm 0.44	568 \pm 91	144 \pm 36	-33 \pm 56
p Direction		<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.017	<0.001	<0.001	0.009	<0.001
p Direction x Perturbation		0.256		0.756	0.030	0.167	0.129	0.032	0.225	0.359
p Perturbation		<0.001		0.026	0.247	0.707	0.014	<0.001	0.010	0.318
Direction difference	Forward-Sideways	7.7	1.00	-6		27	0.72	264		64
	Forward-Backward	7.7	1.27	-5	41		1.36	312	35	69
	Sideways-Backward		0.27		48		0.63			
Perturbation difference	LR-LRST	15.2							-23	
	LR-ST						0.40	121		
	LRST-ST						0.43	106		

LR: Lean Release, LRST: Lean Release with Surface Translation, ST: Surface Translation.

Significant p-values ($p \leq 0.050$) are **bolded**. Mean difference of significant ($p \leq 0.050$) pairwise comparisons between directions and perturbations are shown. Forward, dominant side and backward SL were positive for forward, sideways and backward leans, respectively. SH were always upward and positive for all three lean directions. Lateral SW were positive for forward and backward leans and forward SW were positive for sideways leans.

2.5.2 Maximum translation velocities

Considering surface translations, loss of balance direction ($p < 0.001$) had a significant overall effect on the maximum translation velocity (Table 2.3). Maximum translation velocities decreased by 1.00m/s, 1.27m/s and 0.27m/s from forward (2.47 ± 0.63 m/s) to sideways (1.47 ± 0.30 m/s), forward to backward (1.20 ± 0.26 m/s), and sideways to backward, respectively.

2.5.3 Response initiation, execution and geometry

At the maximum lean angles or translation velocities, loss of balance direction had a significant overall effect on all response initiation, execution and geometry variables (Table 2.3). Across postural perturbations, reaction time was 5-6ms longer ($p < 0.001$), weight transfer time was 41-48ms shorter ($p < 0.001$), step time was 27ms shorter ($p = 0.017$), step velocity was 0.63-1.36m/s slower ($p < 0.001$), step length was 264-312mm smaller ($p < 0.001$), step height was 35mm smaller ($p = 0.009$) and step width was 64-69mm smaller ($p < 0.001$) from forward to sideways to backward (see Table 2.3 for significant post-hoc comparisons).

On the other hand, postural perturbation had a significant overall effect on only some of the response initiation, execution and geometry variables (Table 2.3). Across loss of balance directions, reaction time had no significant post-hoc comparisons despite a significant overall effect of postural perturbation ($p = 0.026$). Step velocity was 0.40 and 0.43m/s slower for surface translations compared to lean releases and lean releases with surface translations, respectively ($p = 0.014$). Step length was 121 and 106mm smaller for surface translations compared to lean releases and lean releases with surface translations, respectively ($p < 0.001$). Step height was 23mm greater for lean releases with surface translations compared to lean releases ($p = 0.010$). However, loss of balance direction and postural perturbation had a significant interaction for weight transfer time ($p = 0.030$) and step length ($p = 0.032$).

2.5.4 Perturbation threshold line

For each loss of balance direction, the angular positions and velocities at the end of reaction time for trials at the threshold of balance recovery, at the maximum lean angles or translation velocities for each of the three postural perturbations, formed a perturbation threshold line (Figure 2.5), which moved toward the origin if the loss of balance changed from forward to

sideways or forward to backward (Figure 2.6). These perturbation threshold lines also efficiently separated falls from recoveries, regardless of the postural perturbation (Figure 2.7). Indeed, as the initial lean angle or surface translation velocity increased, the angular position and velocity points at the end of reaction time got closer to the perturbation threshold line. Moreover, 81%, 76% and 69% of the angular position and velocity points at the end of reaction time for successful trials, before or at the threshold of balance recovery were below the perturbation threshold line for forward, sideways and backward losses of balance, respectively. Similarly, 70%, 65% and 72% of the angular position and velocity points at the end of reaction time for failed trials, after the threshold of balance recovery, were above the perturbation threshold line for forward, sideways and backward losses of balance, respectively.

2.6 Discussion

Results showed that the maximum lean angle for lean releases with or without surface translations was smaller for sideways and backward compared to forward losses of balance ($p < 0.001$, Table 2.3 and Figure 2.4), while the maximum translation velocity for surface translations decreased from forward to sideways to backward ($p < 0.001$). The maximum lean angles for lean releases were also greater than for lean releases with surface translations ($p < 0.001$). At the maximum lean angles or translation velocities, while response initiation, execution and geometry variables were all affected by loss of balance direction ($p \leq 0.017$), only some of these variables were affected by postural perturbation ($p \leq 0.026$). Finally, the perturbation threshold lines formed by the three postural perturbations (lean releases, lean releases with surface translations and surface translations) moved toward the origin if the loss of balance changed from forward to sideways or forward to backward (Figure 2.5 and Figure 2.6), as well as efficiently separated falls from recoveries, regardless of the postural perturbation (Figure 2.7).

The maximum forward [1-7], sideways [4] and backward [4] initial lean angles for lean releases as well as the maximum forward initial lean angles for lean releases with surface translations [7] were comparable to those obtained previously for younger adults (Table 2.1). Similarly, the maximum translation velocity for surface translations with forward losses of balance were comparable to those obtained previously for younger adults [6,7]. However, this is the first

determination of the maximum initial lean angles for lean releases with surface translations and the maximum translation velocity for surface translations for sideways and backward losses of balance. Finally, at the maximum lean angles or translation velocities, postural perturbation effects on response initiation, execution and geometry variables were also comparable to those obtained by other studies. In particular, as Pierre and Smeesters [7], step length was smaller for postural perturbations with surface translations. We attributed this to a greater instability of the feet at touchdown during postural perturbations with faster surface translation velocities, since touchdown usually occurred just as the rubber sheet was decelerating, essentially causing a second postural perturbation (Figure 2.3). Nevertheless, the similarity between the stick figures at touchdown for the three postural perturbations is remarkable (Figure 2.2).

The forward perturbation threshold line was very similar to the ones obtained by Moglo and Smeesters [5], Thiaux *et al.* [6] and especially Pierre and Smeesters [7] for younger adults (Figure 2.1). Moreover, in all four studies, the forward perturbation threshold line was very efficient in separating falls (70-90%) from recoveries (74-81%), regardless of the postural perturbation. However, this is the first determination of the perturbation threshold line for sideways and backward losses of balance.

The perturbation threshold line method to compare results from different postural perturbations has now been experimentally established for all three loss of balance directions, i.e., not only for forward but also for sideways and backward losses of balance, for two of the five different types of postural perturbations as well as one combinations. These perturbation threshold lines suggest that the amplitude of the threshold of balance recovery for one postural perturbation could predict the risk of falls, in the same loss of balance direction, regardless of the postural perturbation. In fact, Carty *et al.* [22] showed in community-dwelling older adults that the maximum forward initial lean angle was predictive of a fall in the following year, regardless of loss of balance direction or postural perturbation. Furthermore, these perturbation threshold lines suggest that an intervention program to improve balance recovery for one postural perturbation could reduce the risk of falls for another postural perturbation, in the same loss of balance direction. Indeed, Grabiner *et al.* [23] showed that 2 to 4-weeks of backward surface translation training, with forward losses of balance, reduced by 83% the number of forward falls during a laboratory-induced trip in the following week, as well as reduced by 46% forward trip related fall rates in the following year, in community-dwelling middle-aged and older women.

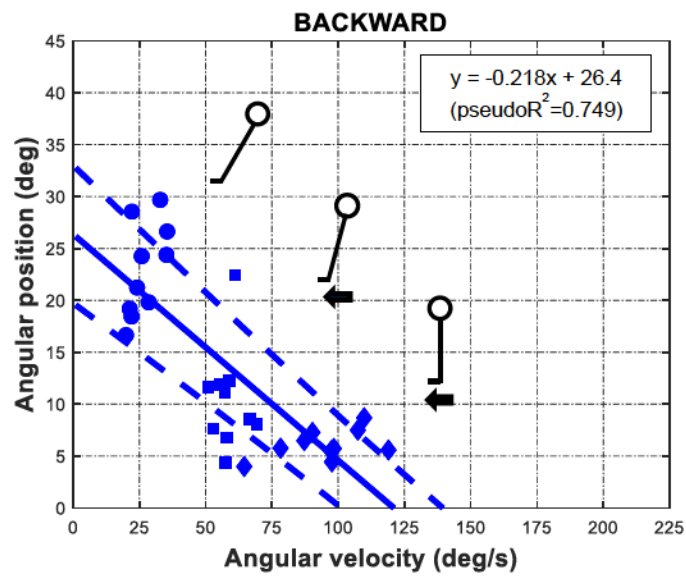
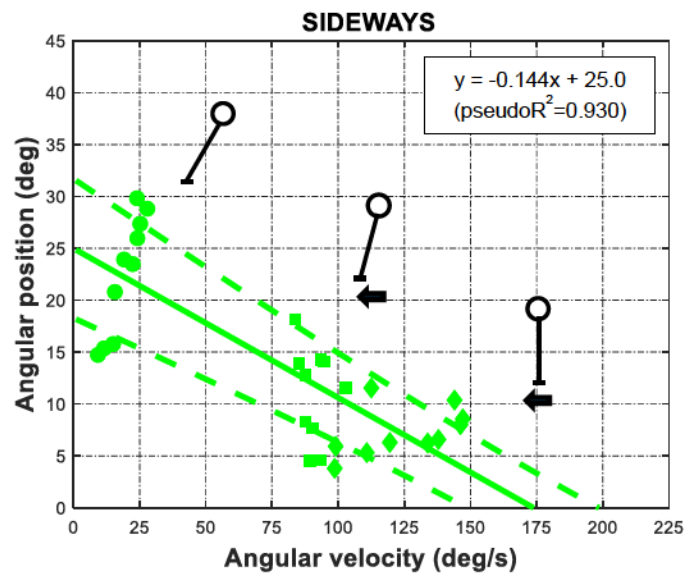
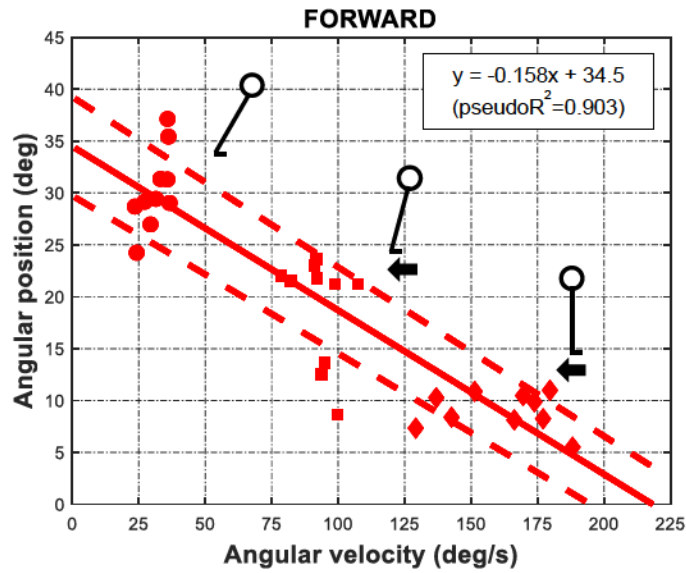


Figure 2.5 (page 36): The perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations trials at the threshold of balance recovery for forward (top), sideways (middle) and backward (bottom) loss of balance directions

Maximum initial lean angle (circles), maximum initial lean angle with surface translation (squares) and maximum surface translation velocity (diamonds) trials.

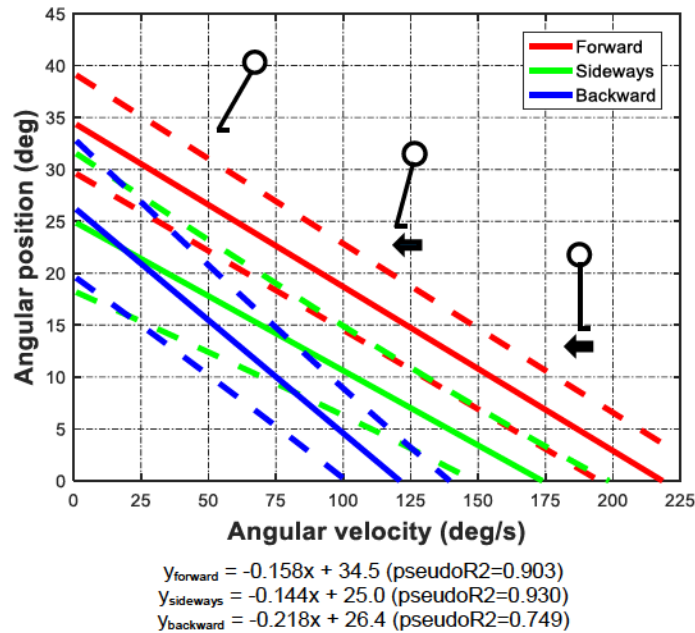


Figure 2.6: The perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) from Figure 2.5 moved toward the origin if the loss of balance changed from forward to sideways or forward to backward

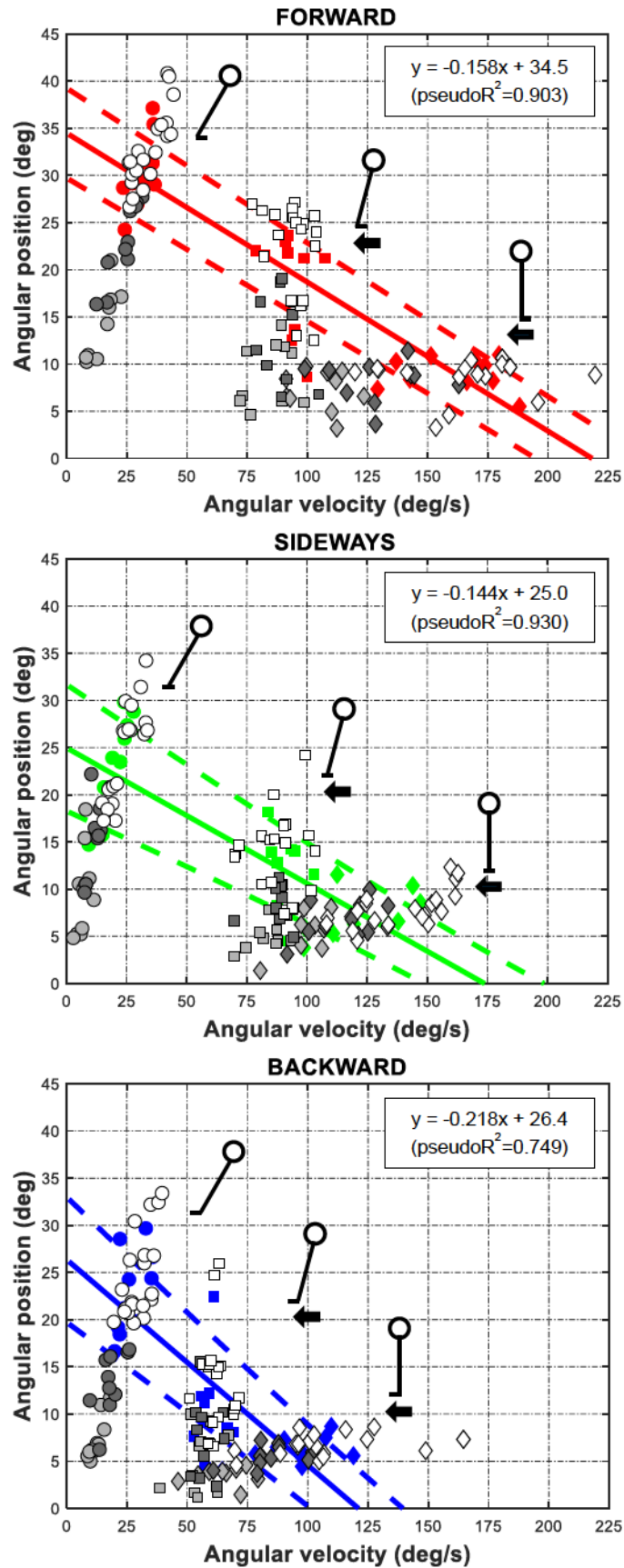


Figure 2.7 (page 38): The perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) for lean releases (circles), lean releases with surface translations (squares) and surface translations (diamonds) from Figure 2.5 efficiently separate falls from recoveries for forward (top), sideways (middle) and backward (bottom) loss of balance directions

Successful maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity trials, at the threshold of balance recovery (filled colored symbols). Successful trials, before the threshold of balance recovery, at forward~57%, sideways~56%, backward~45% of maximum trials (filled light gray symbols) and forward~77%, sideways~82%, backward~73% of maximum trials (filled dark gray symbols). Failed trials, after the threshold of balance recovery, at forward~110%, sideways~119%, backward~121% of maximum trials (empty black symbols).

2.7 Conflict of interest statement

The authors declare that they have no financial or personal relationships with other people or organisations that inappropriately influenced their work.

2.8 Acknowledgements

This work was supported by National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) grant 2014-06175. The authors thank Evelyne Carboneau, Antoine Guillerand and Mathieu Hamel for their technical assistance.

2.9 References

1. Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B. (1999). *Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. Journals of Gerontology*, 54A(1), p. 44-50.
2. Madigan, M. L., Lloyd, E. M. (2005). *Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. Journals of Gerontology*, 60A(4), p. 481-485.
3. Hsiao-Wecksler, E. T., Robinovitch, S. N. (2007). *The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. Clinical Biomechanics*, 22(5), p. 574-580.
4. Carboneau, E., Smeesters, C. (2014). Effects of age and lean direction on the threshold of single-step balance recovery in younger, middle-aged and older adults. *Gait Posture*, 39(1), p. 365-371.
5. Moglo, K. E., Smeesters, C. (2005). *The threshold of balance recovery is not affected by the type of postural perturbation. International Society of Biomechanics XXth Congress*, Cleveland OH, Jul 31 - Aug 5.

6. Thiaux, V., Robinovitch, S. N., Smeesters, C. (2013). Comparison of the kinematics of the threshold of balance recovery of two postural perturbations: lean release and surface translation. *37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Omaha NE, Sep 4-7.
7. Pierre, M., Smeesters, C. (2016a). Effect of age on the forward perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger, middle-aged and older adults. *40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Raleigh NC, Aug 2-5.
8. Hsiao, E. T., Robinovitch, S. N. (1998). *Common protective movements govern unexpected falls from standing height*. *Journal of Biomechanics*, 31(1), p. 1-9.
9. Feldman, F., Robinovitch, S. N. (2007). *Reducing hip fracture risk during sideways falls: evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping*. *Journal of Biomechanics*, 40(12), p. 2612-2618.
10. Pavol, M. J., Runtz, E. F., Pai, Y. C. (2004). *Diminished stepping responses lead to a fall following a novel slip induced during a sit-to-stand*. *Gait and Posture*, 20(2), p. 154-162.
11. Troy, K. L., Grabiner, M. D. (2006). *Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips*. *Gait and Posture*, 24(4), p. 441-447.
12. Smeesters, C., Hayes, W. C., McMahon, T. A. (2001). *The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time*. *Journal of Biomechanics*, 34(5), p. 589-595.
13. Pijnappels, M., Bobbert, M. F., van Dieën, J. H. (2005). *Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers*. *Gait and Posture*, 21(4), p. 388-394.
14. Brady, R. A., Pavol, M. J., Owings, T. M., Grabiner, M. D. (2000). *Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking*. *Journal of Biomechanics*, 33(7), p. 803-808.
15. Cham, R., Redfern, M. S. (2001). *Lower extremity corrective reactions to slip events*. *Journal of Biomechanics*, 34(11), p. 1439-1445.
16. Greenspan, S. L., Myers, E. R., Maitland, L. A., Resnick, N. M., Hayes, W. C. (1994). *Fall severity and bone mineral density as risk factors for hip fracture in ambulatory elderly*. *Jama*, 271(2), p. 128-133.
17. Nevitt, M. C., Cummings, S. R. (1993). *Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures*. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41(11), p. 1226-1234.
18. Hayes, W. C., Myers, E. R., Morris, J. N., Gerhart, T. N., Yett, H. S., Lipsitz, L. A. (1993). *Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall*. *Calcified tissue international*, 52(3), p. 192-198.
19. Pierre, M., Smeesters, C. (2016b). *Modeling the lean release, lean release with surface translation and surface translation perturbations with an inverted pendulum on a skid*

- for younger, middle-aged and older adults. 40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Raleigh NC, Aug 2-5.
20. Canadian Society for Exercise Physiology (2017). *Get active questionnaire*. Canadian Society for Exercise Physiology, Ottawa ON, 4 p.
 21. Cyr, M. A., Smeesters, C. (2009). Maximum allowable force on a safety harness cable to discriminate a successful from a failed balance recovery. *Journal of Biomechanics*, 42(10), p. 1566-1569.
 22. Carty, C. P., Cronin, N. J., Nicholson, D., Lichtwark, G. A., Mills, P. M., Kerr, G., Cresswell, A. G., Barrett, R. S. (2015). Reactive stepping behaviour in response to forward loss of balance predicts future falls in community-dwelling older adults. *Age and ageing*, 44(1), p. 109-115.
 23. Grabiner, M. D., Crenshaw, J. R., Hurt, C. P., Rosenblatt, N. J., Troy, K. L. (2014). Exercise-based fall prevention: can you be a bit more specific? *Exercise & Sport Sciences Reviews*, 42(4), p. 161-168.
 24. Cyr, M. A., Smeesters, C. (2009). Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults. *Gait and Posture*, 29(4), p. 628-633.
 25. Thiaux, V. (2014). *Déterminer si un rétablissement de l'équilibre est possible ou si une chute est inévitable pour deux perturbations posturales: le relâchement d'une inclinaison et la translation de surface*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke QC, 98 p.

2.10 Post-scriptum

2.10.1 Synchronisation des perturbations posturales

La table ci-dessous (Table 2.4) résume les délais mécaniques pour le relâchement d'une inclinaison et la translation de surface pour chacune des trois perturbations posturales. La synchronisation entre le relâchement d'une inclinaison et la translation de surface était en moyenne de $\Delta t_{LR-ST} = -2 \pm 3$ ms.

Table 2.4: Mechanical delays of the three postural perturbations

Mechanical delay (ms)	LR	LRST			ST
		LR	ST	Δt_{LR-ST}	
Forward	28 \pm 3	27 \pm 2	27 \pm 3	-2 \pm 2	35 \pm 5
Sideways	29 \pm 3	28 \pm 4	26 \pm 3	-2 \pm 3	30 \pm 3
Backward	27 \pm 4	29 \pm 3	24 \pm 2	-3 \pm 3	28 \pm 3

LR: Lean Release, LRST: Lean Release with Surface Translation, ST: Surface Translation.

2.10.2 Calcul du décollage du pied

La détection du décollage du pied (liftoff, *LO*) pour les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et les translations de surface vers le côté représentait un défi technique majeur pour cette étude. Traditionnellement, le décollage survient à l'instant où la force verticale de réaction sur le sol sous le pied qui fait le pas devient nulle. Cependant, en examinant les différentes courbes de force de réaction sur le sol pour les trois perturbations posturales vers l'avant (Figure 2.3), le côté (Figure 2.8) et l'arrière (Figure 2.9), on remarque que cette force ne devient pas nulle au décollage pour les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et les translations de surface sur le côté (Figure 2.10).

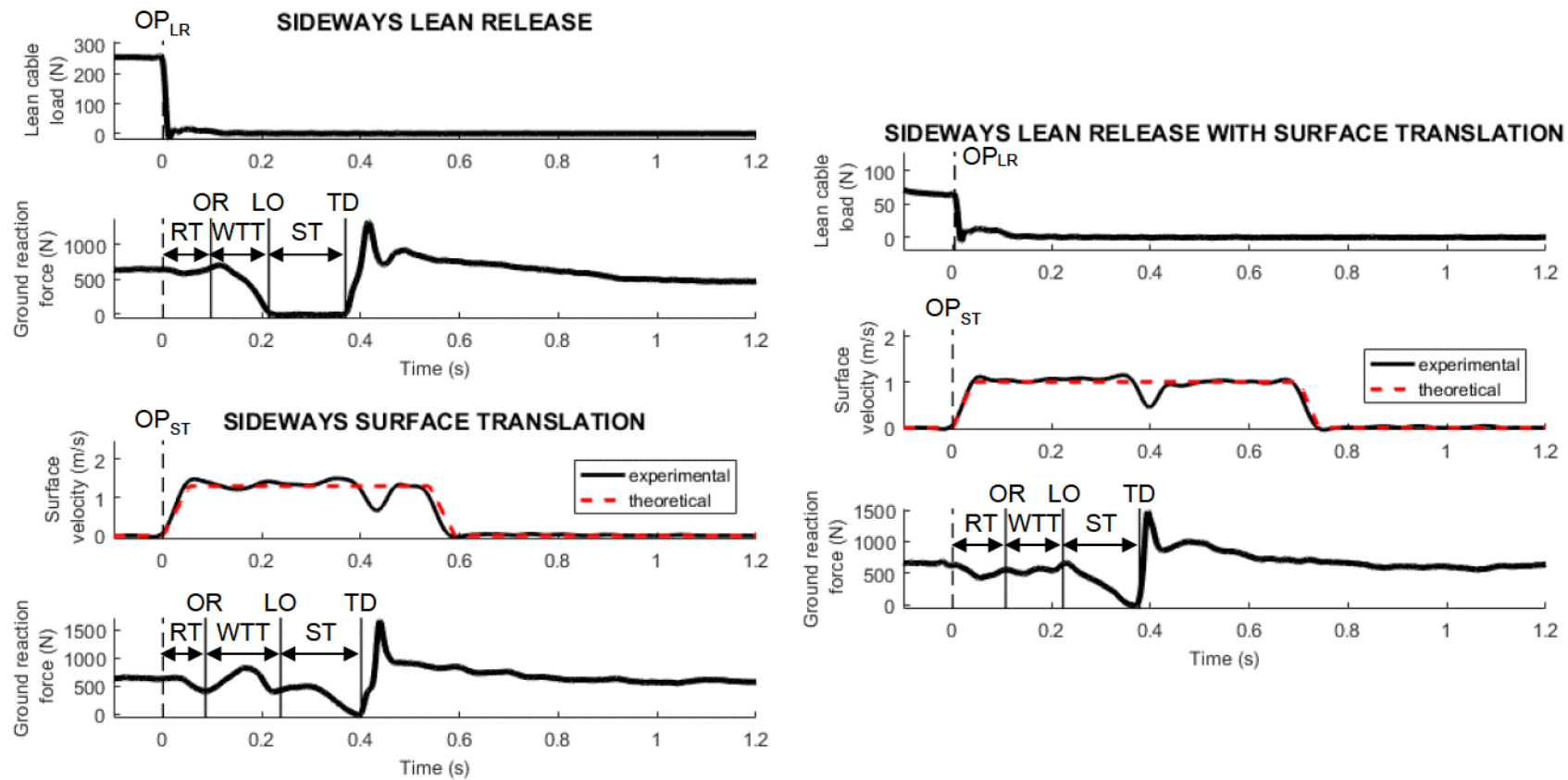


Figure 2.8: Typical sideways time histories for lean releases (top two left graphs), lean releases with surface translations (three right graphs) and surface translations (bottom two left graphs) at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively

Reaction time (RT) from onset of perturbation for lean release (OP_{LR}) or surface translation (OP_{ST}) to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to liftoff (LO), and step time (ST) from LO to touchdown (TD).

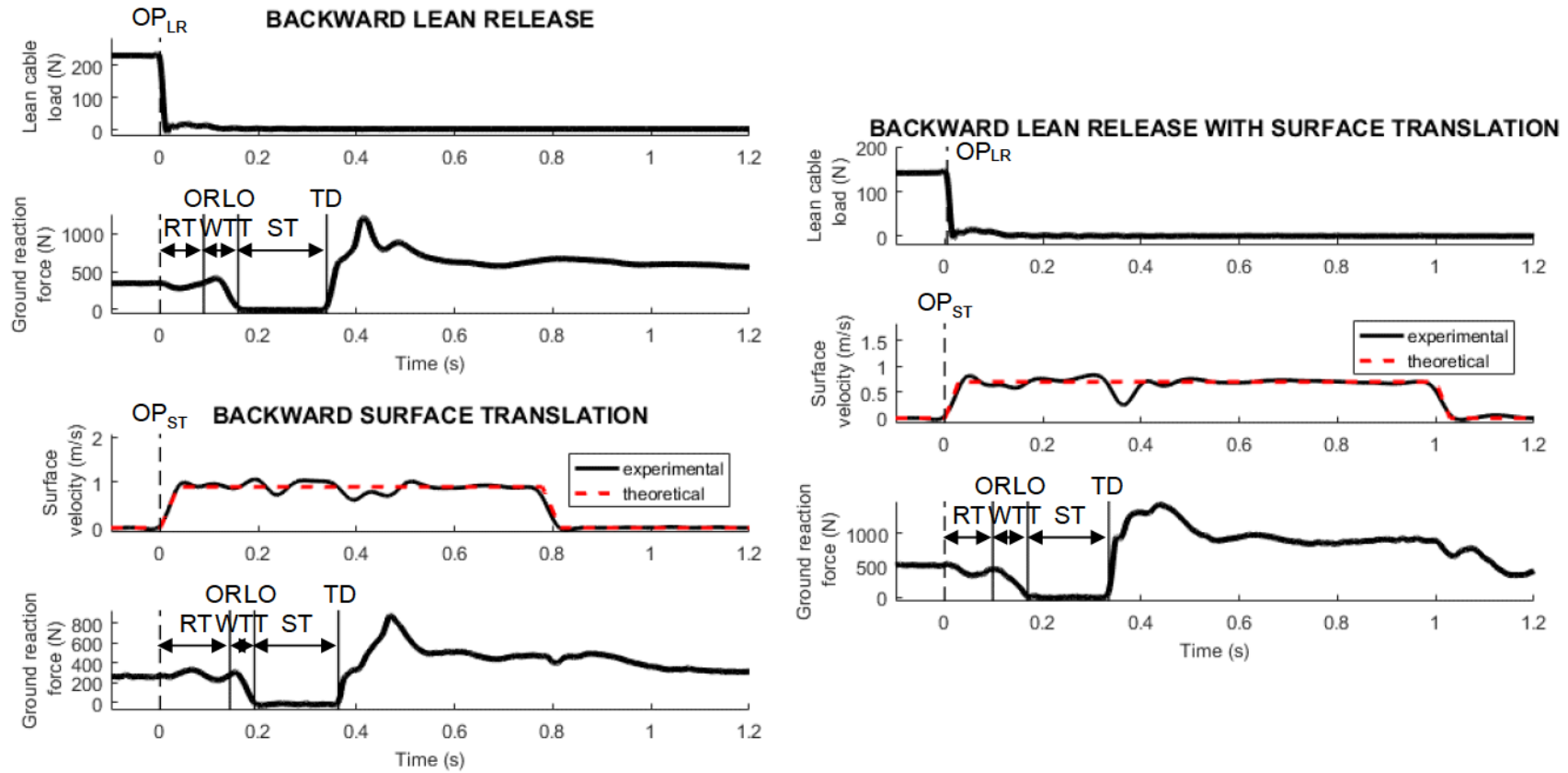


Figure 2.9: Typical backward time histories for lean releases (top two left graphs), lean releases with surface translations (three right graphs) and surface translations (bottom two left graphs) at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively

Reaction time (RT) from onset of perturbation for lean release (OP_{LR}) or surface translation (OP_{ST}) to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to liftoff (LO), and step time (ST) from LO to touchdown (TD).

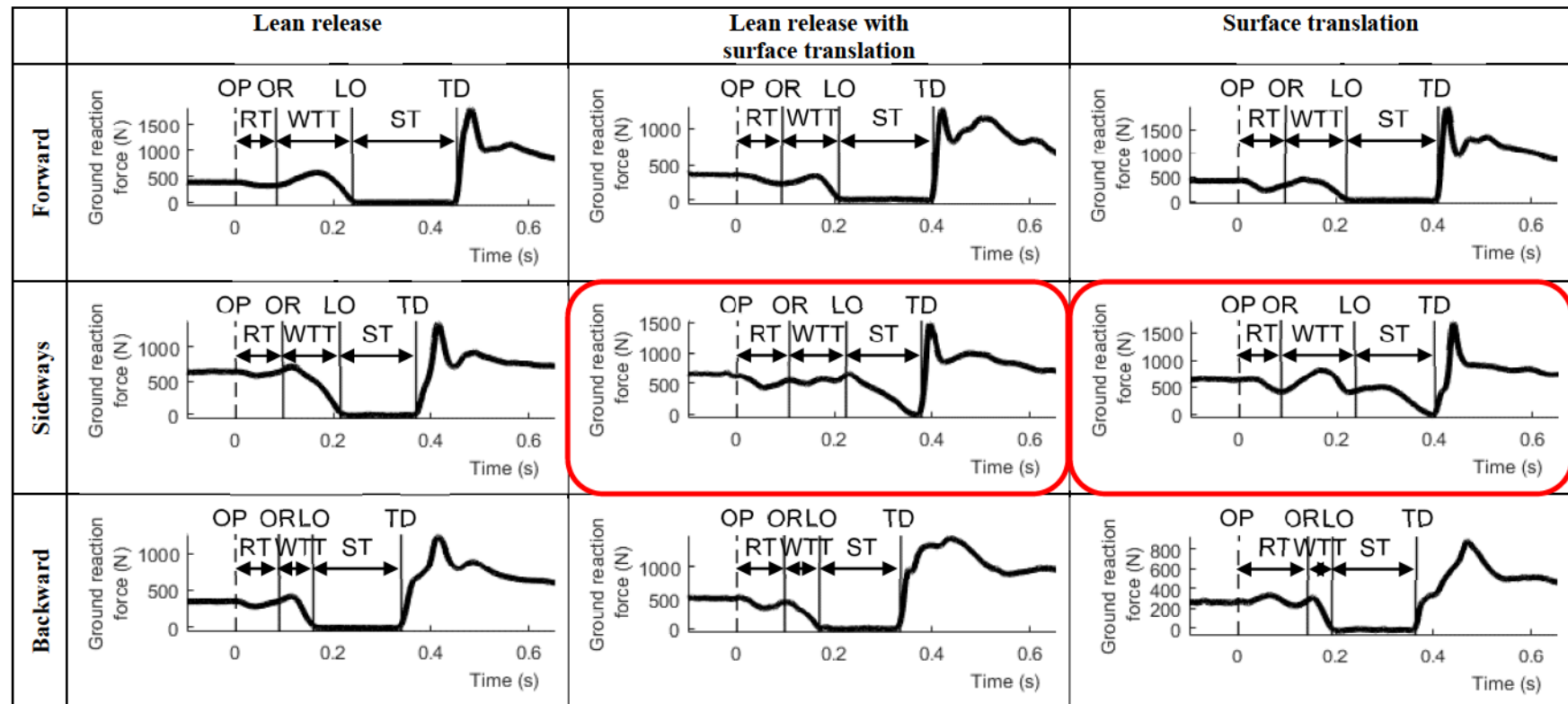


Figure 2.10: Typical forward, sideways and backward ground reaction forces for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively

Reaction time (RT) from onset of perturbation (OP) for lean release or surface translation to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to liftoff (LO), and step time (ST) from LO to touchdown (TD).

Pour mieux comprendre ce qui se passe, il faut observer les différences entre le déplacement des pieds pour des pertes d'équilibre vers l'avant, le côté et l'arrière. La Figure 2.11 montre la position des pieds au début de la perturbation posturale (a et c) ainsi qu'au moment du décollage et de l'atterrissage du pied qui fait le pas (b et d). Pour toutes les perturbations posturales vers l'avant et l'arrière (a et b) et pour les relâchements d'une inclinaison vers le côté (c et d), le pied qui fait le pas se retrouve toujours sur une (des) plateforme(s) de forces différente(s) de celle(s) du pied qui ne fait pas le pas. Par contre dans le cas des relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et des translations de surface vers le côté (c et d), les deux pieds peuvent se trouver sur la (les) même(s) plateforme(s) de forces au décollage, ce qui empêche la force de réaction sur le sol de devenir nulle.

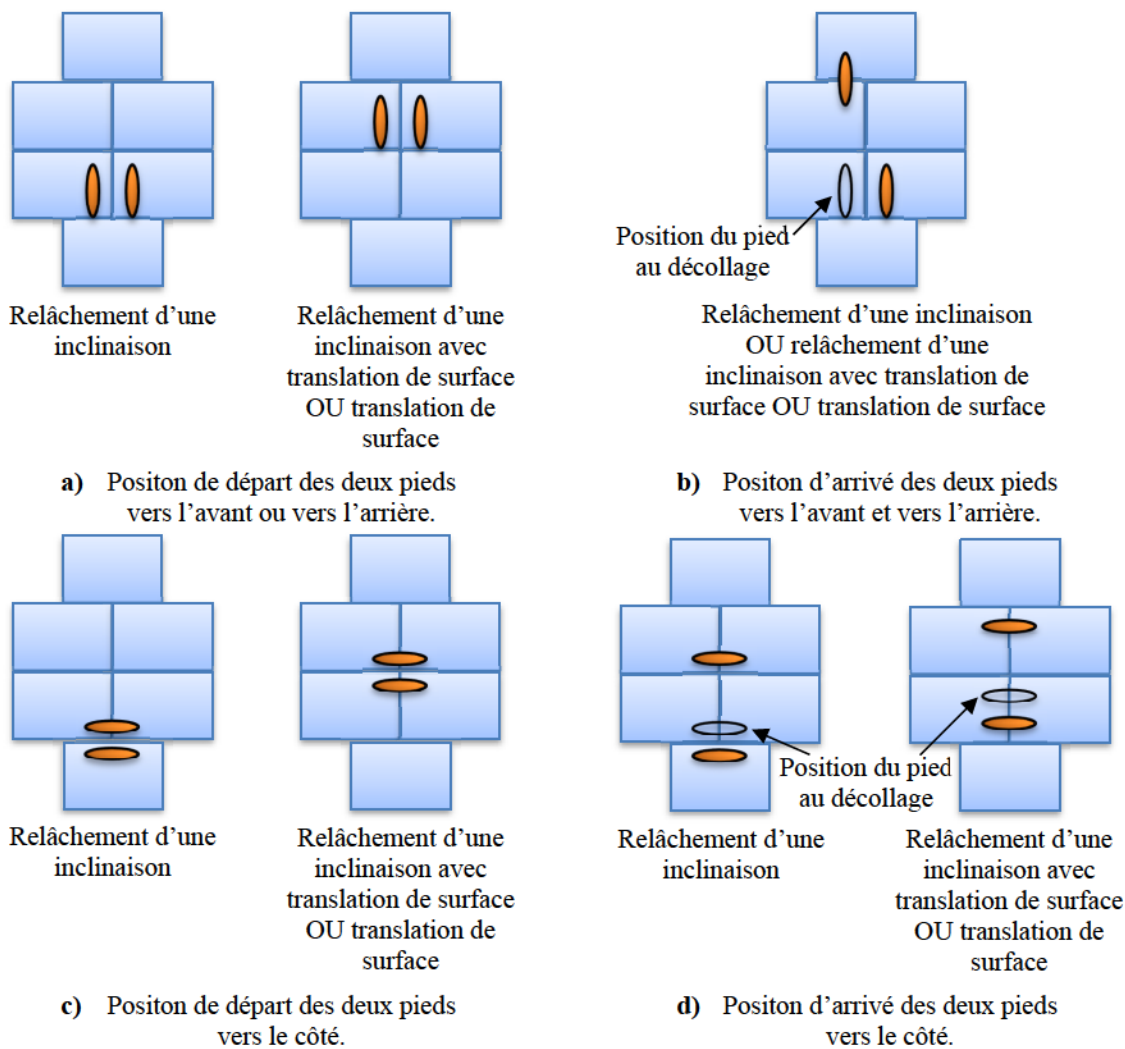


Figure 2.11: Positions de départ et d'arrivée des pieds

Trois différentes méthodes de calculs du décollage du pied ont donc été explorées :

- Décollage 1PFF (liftoff 1PFF, *LOI*) : La première méthode de calcul du décollage était la méthode traditionnelle [7], soit de déterminer l'instant où la force verticale de réaction sur la (les) plateforme(s) de forces seulement sous le pied qui fait le pas devient nulle (Figure 2.12). Cette méthode ne fonctionne cependant pas pour les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et les translations de surface vers le côté puisque les deux pieds peuvent se trouver sur la (les) même(s) plateforme(s) de forces au décollage.

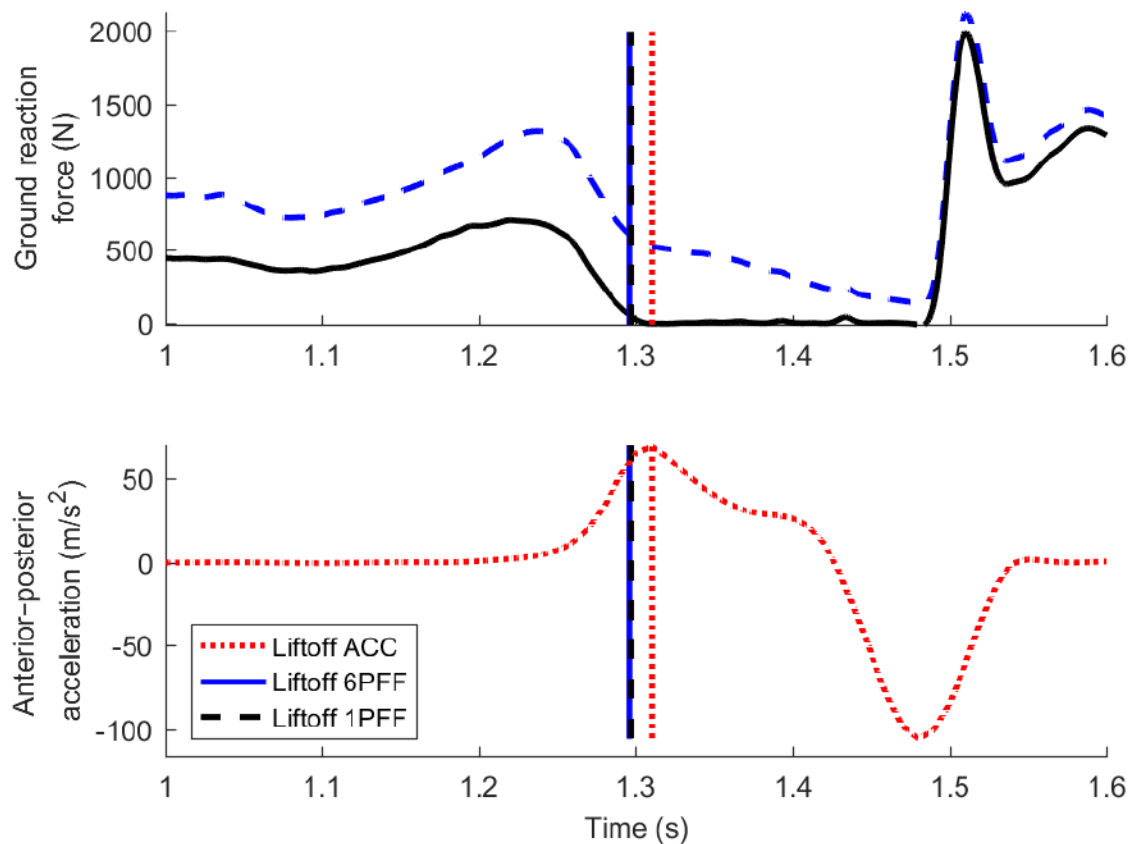


Figure 2.12: Calcul du décollage selon les trois méthodes

- Décollage ACC (liftoff ACC, *LOA*) : La deuxième méthode de calcul du décollage était celle utilisée par Cyr et Smeesters [24] et Thiaux *et al.* [6], soit de déterminer l'instant où l'accélération antéro-postérieure du 5^e métatarse du pied qui fait le pas atteint un maximum local (Figure 2.12). Cyr et Smeesters [24] ont démontré une justesse et une précision de -3 ± 6 ms entre les méthodes de calcul du décollage 1PFF et ACC pour des relâchement d'une inclinaison vers l'avant.

- Décollage avec six plateformes de forces (liftoff 6PFF, *LO6*) : La troisième méthode de calcul du décollage était celle utilisée par Thiaux [25], soit de déterminer l'instant où la force verticale de réaction sur l'ensemble des six plateformes de forces sous les deux pieds a un point d'inflexion (Figure 2.12). Puisque l'identification de ce point d'inflexion peut être affectée par l'expérience de l'utilisateur, le décollage ACC a été utilisé comme guide. Thiaux [25] a démontré une justesse et une précision de -9 ± 6 ms entre les méthodes de calcul du décollage ACC et 6PFF pour des translations de surface vers l'avant, mais avait dû manuellement synchroniser ses données cinématiques et cinétiques.

Afin de déterminer la justesse et la précision des trois méthodes de calcul du décollage (1PFF, ACC et 6PFF) pour les trois perturbations posturales et trois directions de perte d'équilibre, les différences temporelles LO1-LO6, LOA-LO6 et L06-L06 ont d'abord été calculées pour synchroniser les divers essais. Trois analyses de variances à mesures répétées (rm-ANOVA) ont ensuite été effectuées sur les décollages, incluant des comparaisons par paires effectuées a posteriori par des t-tests avec correction de Bonferroni :

- Parce qu'il n'y avait pas de décollages 1PFF pour les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et les translations de surface vers le côté, une rm-ANOVA à trois facteurs sans la direction vers le côté (2 directions x 3 perturbations x 3 méthodes) a d'abord été effectuée. Les résultats de cette analyse ont démontré un effet de la méthode ($p=0.011$), mais pas d'effets de la direction ($p=0.077$) ou de la perturbation ($p=0.883$, Table 2.5). En particulier, il y avait des différences significatives entre les méthodes de calcul du décollage 1PFF et ACC (9 ± 8 ms, $p=0.025$) et ACC et 6PFF (-8 ± 8 ms, $p=0.040$), mais pas entre les méthodes de calcul du décollage 1PFF et 6PFF (1 ± 2 ms, $p=0.746$).
- De même, une rm-ANOVA à trois facteurs sans la méthode de calcul du décollage 1PFF (3 directions x 3 perturbations x 2 méthodes) a ensuite été effectuée. Les résultats de cette analyse ont démontré un effet de la méthode ($p<0.001$), mais pas d'effets de la direction ($p=0.090$) ou de la perturbation ($p=0.464$, Table 2.5). En particulier, il y avait une différence significative entre les méthodes de calcul du décollage ACC et 6PFF (-10 ± 5 ms, $p<0.001$).
- Puisqu'il n'y avait pas d'effets de la direction ou de la perturbation dans les deux rm-ANOVA précédentes, une rm-ANOVA à un facteur (3 méthodes) a finalement été effectuée sur les différences temporelles moyennes globales des décollages. Les résultats de cette analyse ont démontré un effet de la méthode ($p<0.001$, Table 2.5). En particulier, il y avait

des différences significatives entre les méthodes de calcul du décollage 1PFF et ACC ($11\pm6\text{ms}$, $p<0.001$) et ACC et 6PFF ($-10\pm5\text{ms}$, $p<0.001$), mais pas entre les méthodes de calcul du décollage 1PFF et 6PFF ($1\pm2\text{ms}$, $p=0.502$).

Table 2.5: Effects of loss of balance direction, postural perturbation and liftoff method on liftoff time differences (mean \pm standard deviation)

Postural perturbation		Direction	Liftoff 1PFF (ms) <i>LO1</i>	Liftoff ACC (ms) <i>LOA</i>	Liftoff 6PFF (ms) <i>LO6</i>
Lean release		Forward	1±6	-3±5	0±0
		Sideways	2±3	-16±9	0±0
		Backward	2±4	-15±17	0±0
Lean release with surface translation		Forward	-1±3	-5±5	0±0
		Sideways		-17±18	0±0
		Backward	2±6	-10±25	0±0
Surface translation		Forward	3±3	-4±6	0±0
		Sideways		-10±15	0±0
		Backward	-1±3	-9±13	0±0
Global mean			1±2	-10±5	0±0
3-way without sideways direction	p Direction		0.077		
	p Perturbation		0.883		
	p Method		0.011		
	Method difference	LO1-LOA	9±8 (p=0.025)		
		LO1-LO6	1±2 (p=0.746)		
		LOA-LO6	-8±8 (p=0.040)		
3-way without 1PFF method	p Direction		0.090		
	p Perturbation		0.464		
	p Method		<0.001		
	Method difference	LO1-LOA	s/o		
		LO1-LO6	s/o		
		LOA-LO6	-10±5 (p<0.001)		
1-way global	p Method		<0.001		
	Method difference	LO1-LOA	11±6 (p<0.001)		
		LO1-LO6	1±2 (p=0.502)		
		LOA-LO6	-10±5 (p<0.001)		

Significant p-values ($p\leq0.050$) are **bolded**.

Mean difference of pairwise comparisons between methods are shown.

Si on ne dispose pas des décollages 1PFF traditionnels, on peut donc utiliser les décollages 6PFF, puisque nous avons démontré une justesse et une précision de $1\pm2\text{ms}$ entre ces deux méthodes de calcul du décollage.

CHAPITRE 3 CONCLUSION

L'objectif principal de ce projet de maîtrise était *de déterminer expérimentalement l'effet de la direction de perte d'équilibre, vers l'avant, le côté et l'arrière, sur le seuil de perturbation* pour des perturbations posturales de relâchements d'une inclinaison, relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et translations de surface.

Les objectifs spécifiques qui en découlait étaient de déterminer les angles d'inclinaison initiaux maximaux et les vitesses de translation de surface maximales pour des pertes d'équilibre vers l'AVANT, le CÔTÉ et l'ARRIÈRE, desquels de JEUNES adultes sains peuvent être soudainement relâchés et/ou tirés et tout de même rétablir leur équilibre en un seul pas.

Les sections suivantes effectuent le bilan des résultats, soulignent les contributions de cette maîtrise à la recherche et ses conséquences sur la santé, et présentent des recommandations pour les études futures.

3.1 Bilan des résultats

Le bilan des résultats du Chapitre 2 confirme les hypothèses de tous nos objectifs spécifiques, avec quelques nuances pour certaines :

- L'angle d'inclinaison maximal pour des relâchements d'une inclinaison avec ou sans translation de surface était plus petit pour des pertes d'équilibre vers le côté et l'arrière par rapport à l'avant.
- La vitesse de translation maximale pour des translations de surface diminuait pour des pertes d'équilibre vers l'avant par rapport au côté par rapport à l'arrière.
- L'angle d'inclinaison maximal pour des relâchements d'une inclinaison était aussi plus grand que ceux pour des relâchements d'une inclinaison avec translations de surface.
- Les seuils de perturbation formés par les trois perturbations posturales se déplaçaient vers l'origine si la perte d'équilibre passait de l'avant vers le côté ou l'arrière, et séparaient efficacement les chutes des rétablissements, quelle que soit la perturbation posturale.

- Les seuils de perturbation formés par les trois perturbations posturales étaient similaires à ceux des études précédentes vers l'avant chez de jeunes adultes [1-3].

Ce projet de recherche est donc un succès puisqu'il répond totalement à l'objectif principal.

3.2 Contribution à la recherche

Les résultats de cette maîtrise contribuent à une meilleure compréhension de la limite du rétablissement d'équilibre :

- *Nouvelles limites du rétablissement de l'équilibre établies pour les pertes d'équilibre vers le côté et vers l'arrière* : Nous avons établi pour la première fois 1) l'angle d'inclinaison initial maximal pour le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et 2) la vitesse de translation de surface maximale pour la translation de surface pour des pertes d'équilibre vers le côté et vers l'arrière.
- *Nouveau seuil de perturbation pour les pertes d'équilibre vers le côté et vers l'arrière* : La méthode du seuil de perturbation a maintenant été établie expérimentalement, non seulement pour des pertes d'équilibre vers l'avant, mais également vers le côté et vers l'arrière. Cette étude vient donc appuyer l'hypothèse que le choix de la perturbation posturale ne semble pas affecter la limite du rétablissement de l'équilibre, mais ajoute une subtilité, soit que la direction de la perte d'équilibre affecte la limite du rétablissement de l'équilibre.
- *Validation de la méthode du seuil de perturbation pour plusieurs directions de perte d'équilibre* : Pour chaque direction de perte d'équilibre, la méthode du seuil de perturbation peut prédire l'issue d'une perturbation posturale, i.e., si elle mènera inévitablement à une chute ou si le rétablissement de l'équilibre est possible.

3.3 Conséquences sur la santé

Les statistiques récentes s'accordent avec leurs précédentes pour dire qu'au Canada les chutes constituent un grave problème de santé publique engendrant des coûts personnels et sociétaux importants (Chapitre 1).

Malgré le fait que les seuils de perturbation vers le côté et l'arrière doivent encore être déterminés pour des adultes mi-âgés et âgés, l'existence de ces seuils de perturbation suggèrent

que l'amplitude de la limite du rétablissement de l'équilibre pour une perturbation posturale pourrait prédire le risque de chute, dans la même direction de perte d'équilibre, quelle que soit la perturbation posturale. Ceci est corroboré par Carty *et al.* [4] qui ont montré que l'angle d'inclinaison initial maximal vers l'avant était prédictif d'une chute dans l'année suivante chez des personnes âgées vivant dans la communauté, quelle que soit la direction de la perte d'équilibre ou la perturbation posturale.

L'existence de ces seuils de perturbation suggèrent également qu'un programme d'intervention visant à améliorer le rétablissement de l'équilibre pour une perturbation posturale pourrait réduire le risque de chute pour une autre perturbation posturale, dans la même direction de perte d'équilibre. Ceci est corroboré par Grabiner *et al.* [5] qui ont montré qu'un programme d'entraînement de 2 à 4 semaines en translation en surface avec des pertes d'équilibre vers l'avant, chez des femmes mi-âgées et âgées vivant dans la communauté, réduisait de 83% le nombre de chutes vers l'avant lors de trébuchements induit en laboratoire dans la semaine suivante. Ce programme d'entraînement réduisait aussi de 46% le taux de chute vers l'avant lié à des trébuchements dans l'année suivante.

3.4 Recommandations pour les études futures

En terminant, les recommandations pour les études futures suivantes sont faites :

- *Modélisation des données pour les jeunes* : Dans le Chapitre 2, les seuils de perturbations déterminés pour des pertes d'équilibre vers le côté et vers l'arrière ont démontré une distribution non adéquate des points sur le seuil de perturbation, les points pour les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et translation de surface se confondant trop. Nous devons donc déterminer de meilleures vitesses de translation de surface à utiliser expérimentalement pour les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface vers le côté et vers l'arrière pour les projets futurs, à l'aide du modèle de pendule inverse sur surface glissante de Pierre et Smeesters [6].
- *Effet de l'âge* : Dans la continuité des travaux de recherche sur la méthode du seuil de perturbation, l'effet de l'âge sur le seuil de perturbation non seulement pour des pertes d'équilibre vers l'avant [3], mais également vers le côté et vers arrière devrait être établi. Pour ce faire, il serait judicieux de déterminer les vitesses de translation de surface possibles

expérimentalement par ces participants plus âgés pour les relâchement d'une inclinaison avec translations de surface et les translations de surface vers le côté et vers l'arrière, à l'aide du modèle de pendule inverse sur surface glissante de Pierre et Smeesters [6].

- *Augmenter le nombre de visites* : Le protocole expérimental actuel a été élaboré pour des essais expérimentaux qui s'étalent sur deux visites pour un total de deux demies journées. Cependant, avec une moyenne de 62 essais pour la première visite et de 54 essais pour la deuxième visite, les participants se fatiguent beaucoup malgré leur jeune âge. Pour les travaux futurs sur l'effet de l'âge et de la direction de la perte d'équilibre sur le seuil de perturbation nous recommandons donc trois visites de deux demies journées, non seulement pour les participants mi-âgés et âgés mais aussi pour les jeunes. De plus, l'ajout d'une troisième visite permettra la sollicitation des participants pour des relâchements d'une inclinaison avec deux vitesses de translation de surface, une lente et une rapide, ce qui augmentera notre puissance statistique.
- *Amélioration de la détection du décollage du pied* : La méthode de détection du décollage du pied (liftoff, *LO*) élaborée au Chapitre 2 pour les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et les translations de surface vers le côté était juste et précise, mais peut être affectée par l'expérience de l'utilisateur. Nous aimerions donc explorer deux autres solutions dans les études futures : l'utilisation de capteurs de pression intégrés dans des bas prêtés aux participants ou dans les chaussures des participants et le module de détection d'événement cinématique ou cinétique de notre nouveau logiciel d'analyse du mouvement Visual 3D (C-Motion, Chicago IL).
- *Trébucher et glisser* : La méthode du seuil de perturbation a actuellement été validée pour trois des cinq types de perturbations posturales ainsi que pour deux combinaisons : relâchement d'une inclinaison (avec ou sans tirage à la taille et avec ou sans translation de surface), tirage à la taille (en marchant) et translation de surface. Elle n'a pas été encore été validée pour le trébuchement et le glissement vue la difficulté qui entoure la définition et le contrôle de leurs amplitudes (Chapitre 1). Nous avons par contre réalisé tout récemment qu'il est possible d'induire des trébuchements avec des pertes d'équilibre vers le côté et l'arrière et des glissements avec des pertes d'équilibre vers l'avant et le côté. C'est peu orthodoxe, mais il suffit de faire marcher les participants vers le côté et vers l'arrière.

- *Fréquences de coupure* : Lors de ce projet de maîtrise, les fréquences de coupures adoptées pour le filtrage des données cinématiques (14Hz) et cinétiques (50Hz) étaient celles déterminées par le personnel du laboratoire de biomécanique du mouvement avant l'ajout du moteur linéaire. L'impact sur les résultats n'est pas énorme, mais nous recommandons d'effectuer une nouvelle analyse résiduelle pour les études futures.

3.5 Références

1. Moglo, K. E., Smeesters, C. (2005). *The threshold of balance recovery is not affected by the type of postural perturbation. International Society of Biomechanics XXth Congress*, Cleveland OH, Jul 31 - Aug 5.
2. Thiaux, V., Robinovitch, S. N., Smeesters, C. (2013). Comparison of the kinematics of the threshold of balance recovery of two postural perturbations: lean release and surface translation. *37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Omaha NE, Sep 4-7.
3. Pierre, M., Smeesters, C. (2016a). Effect of age on the forward perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger, middle-aged and older adults. *40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Raleigh NC, Aug 2-5.
4. Carty, C. P., Cronin, N. J., Nicholson, D., Lichtwark, G. A., Mills, P. M., Kerr, G., Cresswell, A. G., Barrett, R. S. (2015). Reactive stepping behaviour in response to forward loss of balance predicts future falls in community-dwelling older adults. *Age and ageing*, 44(1), p. 109-115.
5. Grabiner, M. D., Crenshaw, J. R., Hurt, C. P., Rosenblatt, N. J., Troy, K. L. (2014). Exercise-based fall prevention: can you be a bit more specific? *Exercise & Sport Sciences Reviews*, 42(4), p. 161-168.
6. Pierre, M., Smeesters, C. (2016b). *Modeling the lean release, lean release with surface translation and surface translation perturbations with an inverted pendulum on a skid for younger, middle-aged and older adults. 40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Raleigh NC, Aug 2-5.

APPENDICE A ANALYSE FONCTIONNELLE

DES MODULES IMBRIQUÉS

A.1 Situation actuelle

Le Laboratoire de biomécanique du mouvement est équipé d'un système d'analyse de mouvement composé de caméras infrarouges avec des marqueurs sans fil Optotrak ainsi que des plateformes de forces AMTI. Ces plateformes de forces permettent de mesurer les forces et les moments appliqués par le participant sur l'environnement et sont connectées à la chaîne d'acquisition de données (F5.1). Une fosse a été aménagée dans le sol pour intégrer les plateformes de forces dans le plancher. Cependant, chaque analyse de mouvement nécessite une configuration des plateformes de forces qui lui correspond (F7). Le changement de configuration nécessite une manipulation (F15) des plateformes de forces mais aussi de plusieurs modules en bois qui couvrent le reste de la fosse (F1). Le déplacement des plateformes de forces dans la fosse se fait par l'intermédiaire de leurs bases connectées à un compresseur d'air (F5.2). Les modules sont conçus pour maintenir un espace pour laisser passer les câbles de connexion aux équipements (F12 et F17). Ils sont aussi conçus pour minimiser les artéfacts sur l'expérimentation (F16) en étant au niveau par rapport au plancher (F8), en maintenant un jeu autour de plateformes de forces (F6), et en se confondant avec le plancher (F9). Finalement, ils sont conçus pour supporter les équipements et les usagers (F18) et en particulier pour résister aux efforts (F20). Malgré tout, les modules actuels présentent plusieurs limites.

A.2 Problématique

Malheureusement, certaines configurations des plateformes de forces ne sont pas possibles avec les modules actuels (F7), notamment celle pour la translation de surface. Parce qu'il y a plusieurs types de modules¹ pour satisfaire les différentes configurations désirées et plusieurs types d'éléments de fixations² pour espacer les modules et les plateformes de forces correctement, le temps de déplacement des modules est très long (F11), surtout lorsqu'il doit être fait durant une expérience pendant que le participant attend. Malheureusement, les éléments de fixations ne permettent pas d'assembler les modules ensemble ce qui serait une innovation fort intéressante (F13). De plus, les nombreuses pièces ne facilitent pas la maintenance (F19) et n'aident pas à alléger le système (F14). Finalement, les modules étant fabriqués en bois, ils sont très sensibles aux conditions climatiques et se déforment (F2). À certaines périodes de l'année, leur dilatation coince les modules les uns contre les autres, les rendant difficiles à manipuler (F3) et provoquant parfois des blessures aux usagers (F4). À d'autres périodes de l'année, leur contraction laisse

¹ 4 types de modules : pleine grandeur, 1/2 médio-latéral (x), 1/2 antéro-postérieur (y), et 1/4 antéro-postérieur (y).

² 4 éléments de fixation : cale d'espacement médio-latéral et antéro-postérieur, avec et sans plateforme de forces adjacente, et cale de jeu entre les plateformes de forces.

trop de jeu entre eux, causant une instabilité des modules déséquilibrant parfois les participants (F10).

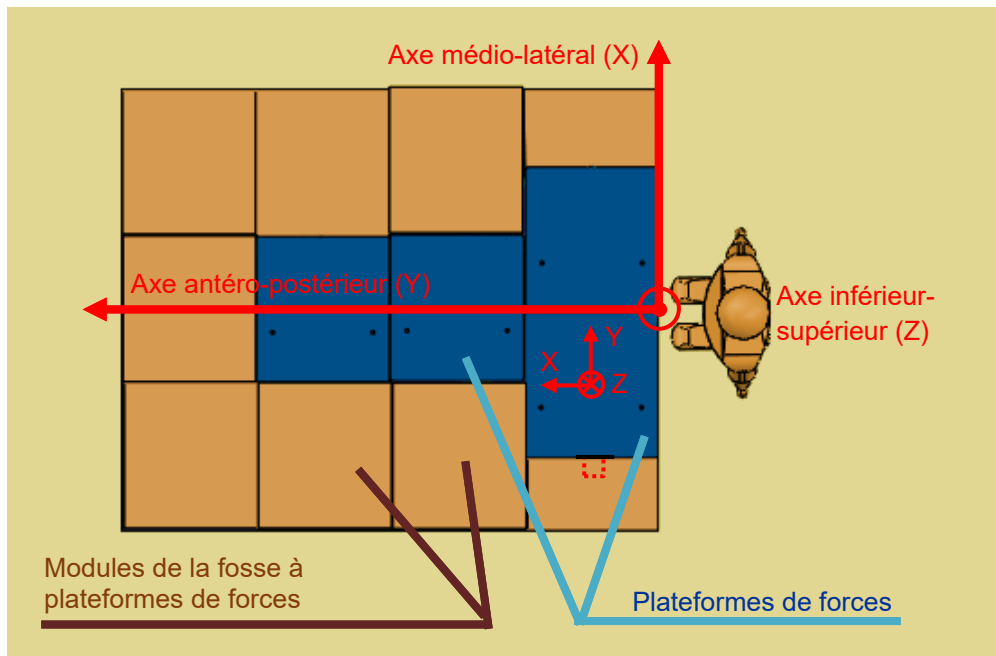


Figure A.1: Configuration classique des plateformes de forces pour la tour inclinée

A.3 Situation désirée

Les usagers souhaitent maximiser le nombre de configurations des plateformes de forces (F7) et faciliter le déplacement des modules (F3). En particulier, le temps requis sera moins long (F11), les modules pourront être assemblés (F13), les blessures seront minimisées (F4), la maintenance sera facile (F19), la stabilité des modules sera maximisée (F10), les déformations plastiques seront éliminées (F2), et les modules seront plus légers (F14).

A.4 Objectifs

- Un minimum de 3 configurations des plateformes de forces sera possible (S7.1);
- Le déplacement (N3.1) et la maintenance (N19.1) des modules sera facile et sécuritaire (N4.1);
- Le temps de déplacement des modules pour la grande fosse sera de moins de 15±5min (S11.1);
- Une manière d'assembler les modules les uns aux autres sera disponible (N13.1);
- La stabilité des modules sera maximisée (N10.1);
- Les déformations élastiques des modules seront de moins de 0.0625po (S2.1);
- La masse d'un module pleine grandeur sera de moins de 5.2kg (S14.1)

A.5 Budget

Budget = 5000 \$ maximum.

A.6 Besoins

Les besoins découlent d'entrevues individuelles avec les usagers du Laboratoire de biomécanique du mouvement. La pondération est la moyenne des pondérations obtenues des usagers.

Table A.1: Liste des besoins

No	Besoin	Kano	Pondération	Source
B1	Couvrir la fosse	B	0±0.00	
B2	Des modules qui préservent leurs dimensions en tout temps	P	5±0.58	C+E+M
B3	Déplacer les modules facilement	P	4±0.96	C+E+M
B4	Ne pas se blesser	C	0±0.00	E
B5	Les modules ne doivent pas bloquer les connecteurs	P	3±1.26	C+E+M
B6	Avoir un jeu autour des plateformes de forces	P	4±1.50	E
B7	Permettre toutes les configurations possibles des plateformes de forces (i.e. : avoir le même nombre et les mêmes dimensions des modules actuels, excepté deux en plus pour les demi-modules médio-latéraux)	P	3±0.96	C
B8	Être au même niveau que le plancher	P	4±1.73	C
B9	Recouvrir les modules par une couche de même apparence que le plancher	P	2±0.50	C+E
B10	Les modules ne doivent pas bouger quand on marche dessus	P	4±0.96	C+E+M
B11	Déplacer les modules rapidement	P	3±0.50	C+E+M
B12	Laisser le passage pour les fils	P	4±1.73	C+E+M
B13	Pré-assemblage possible des modules	I	3±1.71	M
B14	Modules légers	P	2±1.50	E

Kano : B = Base, P = Performance, I = Innovation ou C = Contrainte.

Pondération : de moins (0) à plus (5) important.

Source : A = Antoine, C = Cécile, E = Evelyne, M = Mathieu.

A.7 Fonctions

Les fonctions découlent de la traduction des besoins en fonctions, de la construction de l'arbre fonctionnel (Appendice A.9) et de la structure fonctionnelle (Appendice A.10), et de la méthode SAFE (Appendice A.11).

Table A.2: Liste des fonctions

No	Fonction	Kano	Pondération	Source
F1	Couvrir la fosse à plateformes de forces	B	0	Besoin
F2	Éliminer les déformations plastiques des modules	P	5	Besoin
F3	Faciliter le déplacement des modules	P	4	Besoin
F4	Minimiser les blessures	C	0	Besoin
F5.1	Connecter les plateformes de forces à la chaîne d'acquisition de données	P	3	Besoin
F5.2	Connecter les bases au compresseur d'air	P	3	Besoin
F6	Maintenir un jeu autour des plateformes de forces	P	4	Besoin
F7	Maximiser le nombre de configurations des plateformes de forces	P	3	Besoin
F8	Niveler les plateformes de forces et les modules au plancher	P	4	Besoin
F9	Se confondre avec le plancher	P	2	Besoin
F10	Maximiser la stabilité des modules	P	4	Besoin
F11	Minimiser le temps de déplacement des modules	P	3	Besoin
F12	Maintenir un espace pour les câbles de connexion	P	4	Besoin
F13	Assembler les modules	I	3	Besoin
F14	Minimiser la masse des modules	P	2	Besoin
F15	Faciliter la manipulation	B	0	Arbre
F16	Minimiser les artefacts sur l'expérimentation	B	0	Arbre
F17	Connecter les équipements	B	0	Arbre
F18	Supporter les équipements et les usagers	B	0	Arbre
F19	Faciliter la maintenance	B	0	Arbre
F20	Résister aux efforts	B	0	Arbre

Kano : B = Base, P = Performance, I = Innovation ou C = Contrainte.

Pondération : de moins (0) à plus (5) important.

A.8 Spécifications

Les figures ci-dessous illustrent les spécifications et les notes à la conception du cahier des charges fonctionnel (Appendice A.12). Le niveau d'importance client (NIC) découle de la pondération (NIC=1 : Pondération 0 ou 1, NIC=2 : Pondération 2 ou 3, et NIC=3 : Pondération 4 ou 5), alors que le niveau de difficulté technique (NDT) a été établi par les usagers du Laboratoire de biomécanique du mouvement.

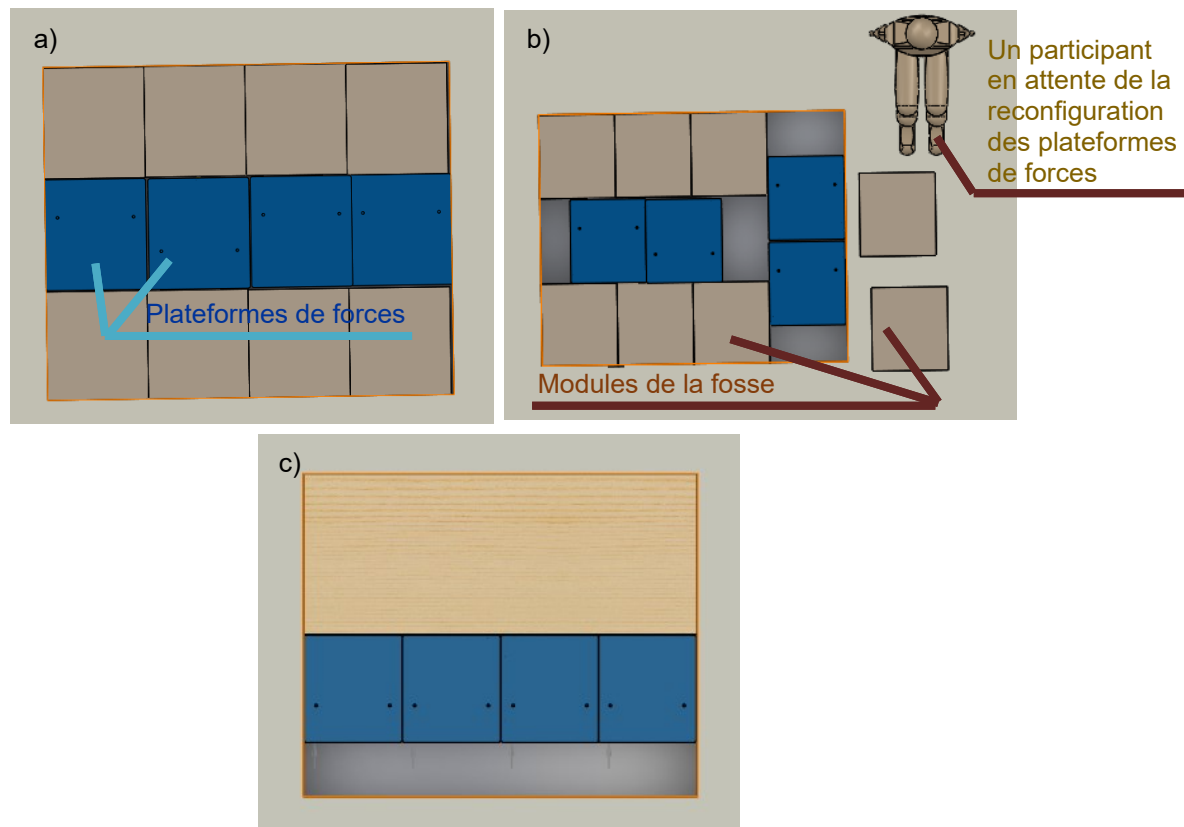


Figure A.2: Configurations des plateformes de forces actuellement désirées

La configuration a) est utilisée pour le cours de BGM721 - Biomécanique du mouvement, la configuration b) est la configuration classique pour la tour inclinée, et la configuration c) est utilisée pour la translation de surface, mais n'est pas possible avec les modules actuels.

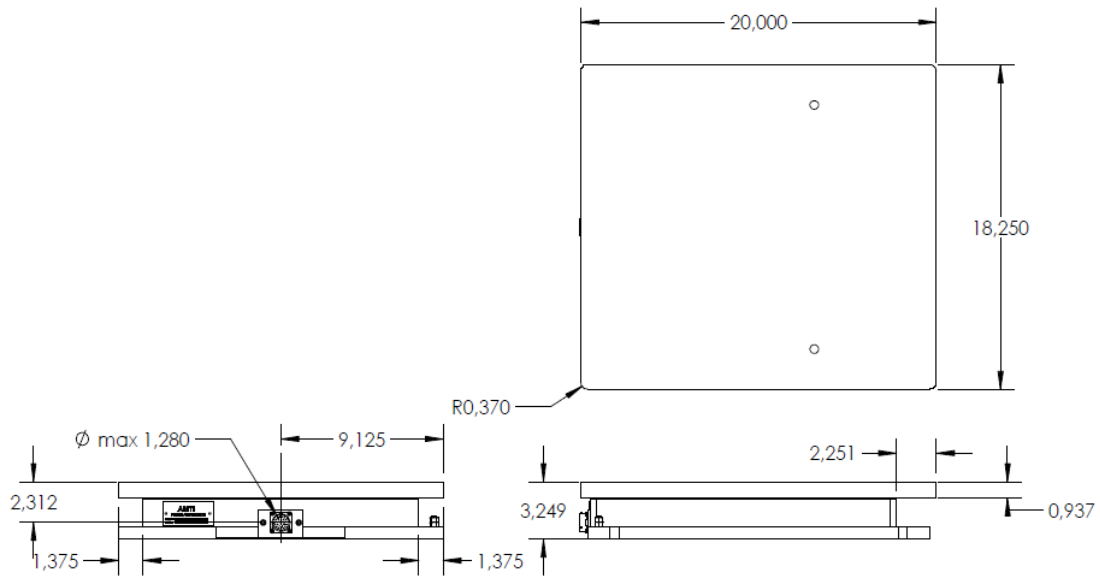


Figure A.3: Dimensions d'une plateforme de forces

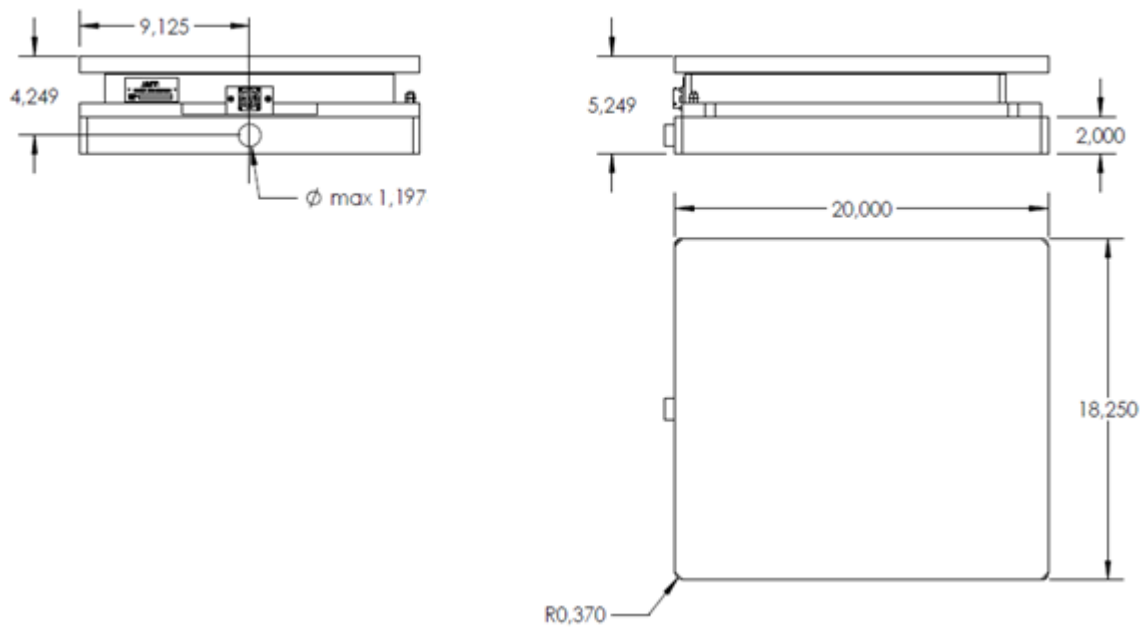


Figure A.4: Dimensions d'une plateforme de forces avec sa base

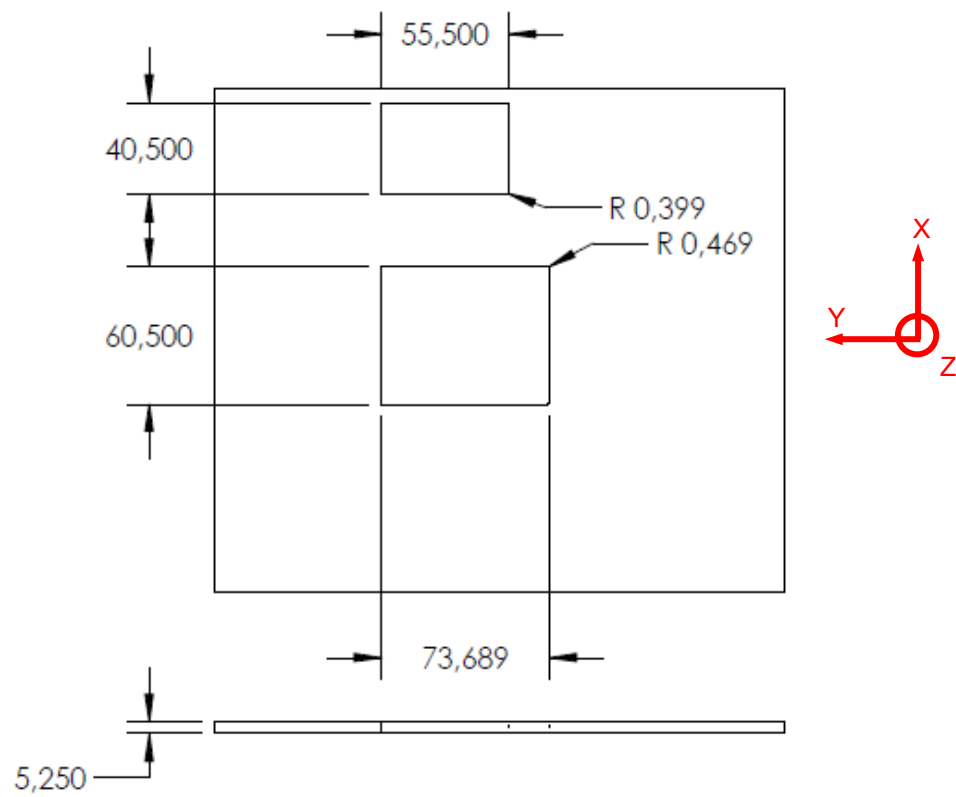
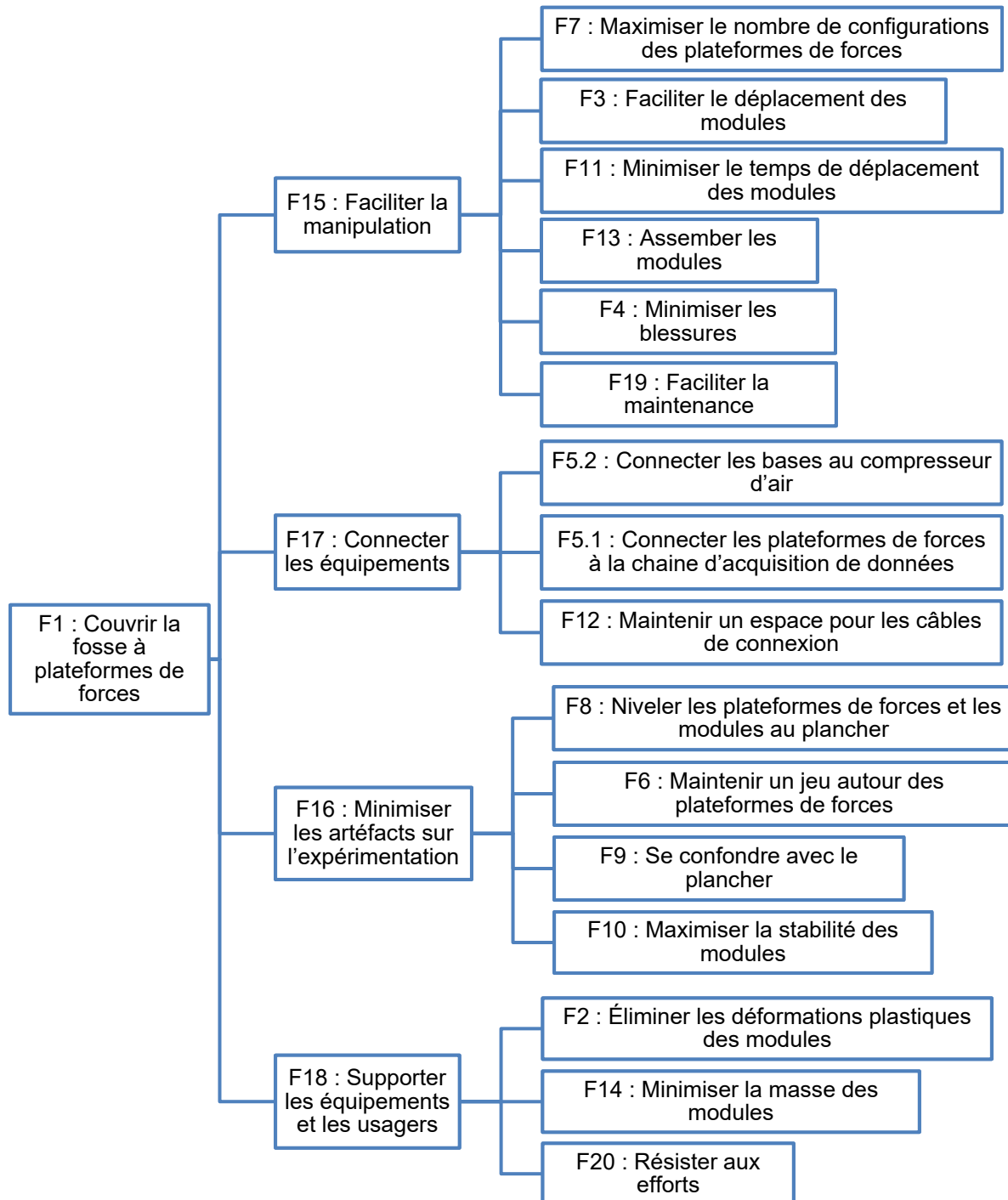


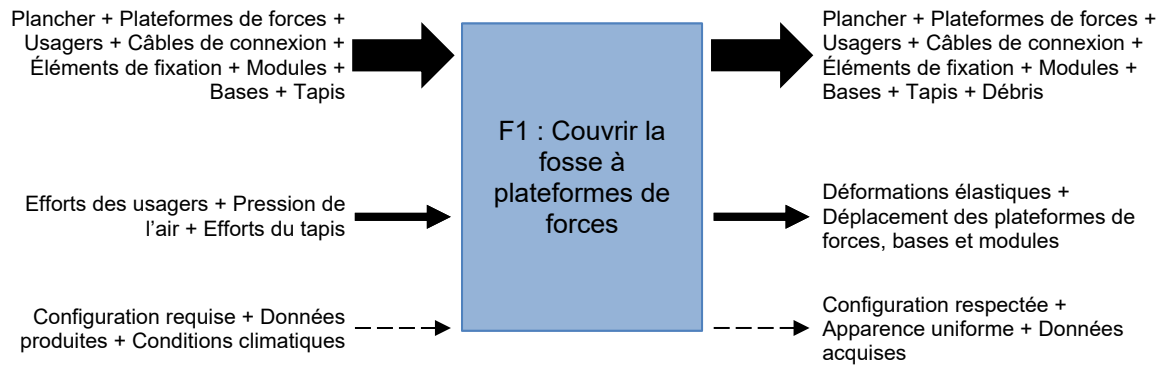
Figure A.5: Dimensions des deux fosses à plateformes de forces

A.9 Arbre fonctionnel

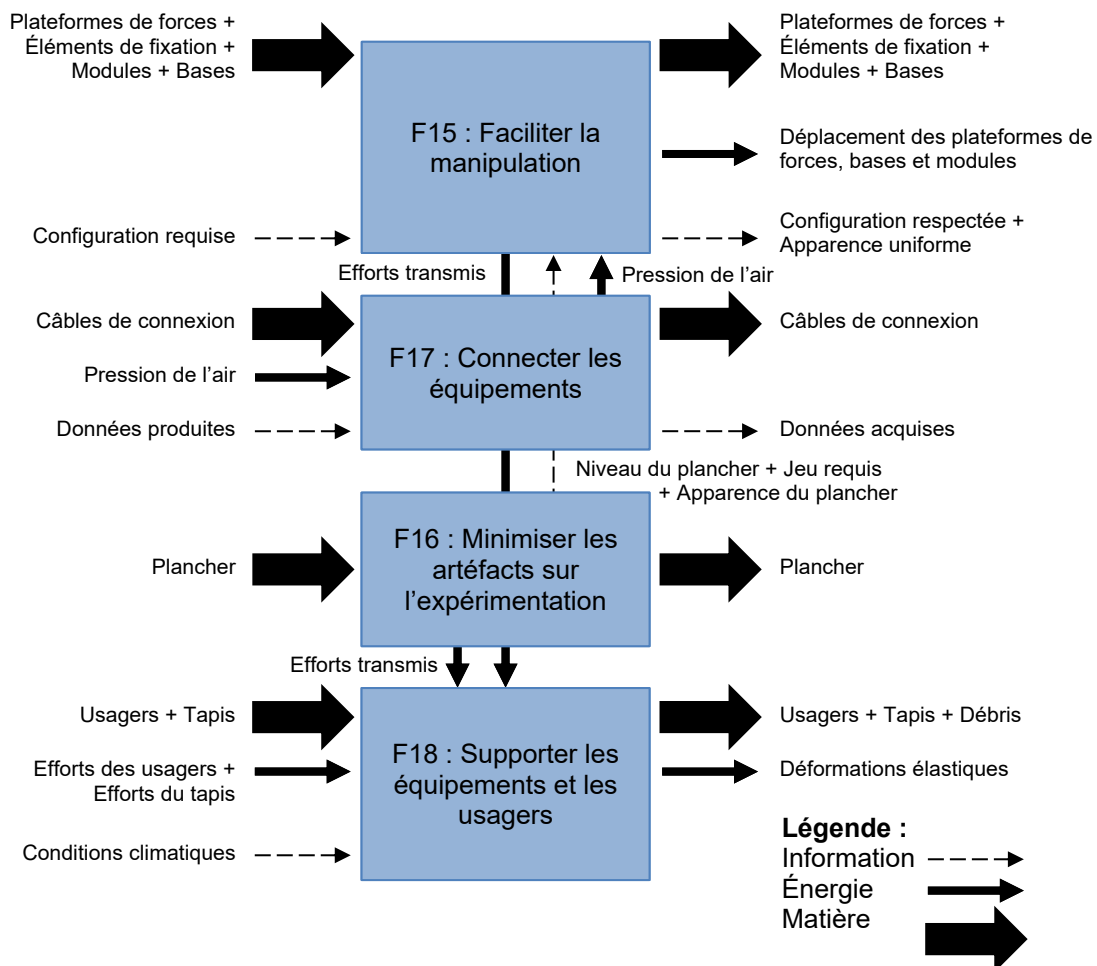


A.10 Structure fonctionnelle

Structure fonctionnelle de premier ordre



Structure fonctionnelle de deuxième ordre



A.11 Méthode SAFE

Actions séquentielles	Fonctions trouvées
La vielle de l'expérimentation, le chercheur prépare l'expérimentation en fonction de la configuration requise.	F7 : Maximiser le nombre de configurations des plateformes de forces
La première chose qu'il fait c'est de commencer à sortir les modules de la fosse en utilisant une ventouse à toilette et un tournevis pour les soulever.	F3 : Faciliter le déplacement des modules
Comme les modules et leurs attaches ont gonflé à cause de l'humidité, il devient difficile de les soulever.	F2 : Éliminer les déformations plastiques des modules
Le chercheur échappe le module et se blesse les doigts.	F4 : Minimiser les blessures
Il enchaîne avec les autres modules (dont certains sont très lourd), à force de répéter les mêmes gestes tout en étant accroupi pendant une bonne période, il a mal au dos.	F4 : Minimiser les blessures F14 : Minimiser la masse des modules
Il vide la fosse de modules.	F21 : Vider la fosse à plateformes de forces → F15 : Faciliter la manipulation
Il branche la base des plateformes de forces au compresseur et les déplacent selon la configuration requise tout en faisant suivre le câble reliant la plateforme de forces à la chaîne d'acquisition des données.	F5.2 : Connecter les bases au compresseur d'air F5.1 : Connecter les plateformes de forces à la chaîne d'acquisition des données F17 : Connecter les équipements
Il va chercher les modules qui couvrent la fosse avec leurs attaches respectives.	F22 : Aller chercher les modules → F15 : Faciliter la manipulation
Il couvre progressivement la fosse tout en s'assurant de garder un jeu de 0.125'' entre tous les éléments (plateformes de forces, modules et parois de la fosse) par l'intermédiaire des cales de réglages et des attaches.	F6 : Maintenir un jeu autour des plateformes de forces F16 : Minimiser les artéfacts sur l'expérimentation
En mettant en place les modules, les fils se coincent sous les bases de ceux-ci, le chercheur soulève le module en question, déplace les fils et remet le module en place.	F12 : Maintenir un espace pour les câbles de connexions
Si en déplaçant les modules, les vis de guidage des attaches se dévissent et tombent dans la fosse, le chercheur doit les chercher et les visser.	F3 : Faciliter le déplacement des modules F15 : Faciliter la manipulation F13 : Assembler les modules
Une fois tous les modules en place, il met en marche son système et vérifie les signaux, si tout va bien, il éteint tout et quitte le laboratoire en mettant une note pour ne pas modifier sa configuration, le cas échéant.	F5.1 : Connecter les plateformes de forces à la chaîne d'acquisition des données
Le lendemain, il arrive plus tôt que le participant, il met en marche tous les appareils et effectue le calibrage.	F5.1 : Connecter les plateformes de forces à la chaîne d'acquisition des données
Une fois le participant sur place, il lui donne une fiche d'information à remplir et lui fournit un cuissard et une camisole. Ensuite, il l'équipe avec les capteurs et commence à faire un essai préliminaire.	F5.1 : Connecter les plateformes de forces à la chaîne d'acquisition des données
Le participant ayant un pas plus grand ou plus petit, droitier au gaucher, qui ne correspond pas à la configuration engendre des changements de positions des plateformes de forces durant l'expérience ce qui prend un temps supplémentaire et risque de nuire à l'humeur du participant. Le chercheur reconfigure les plateformes de forces, revérifie les signaux et effectue son essai.	F11 : Minimiser le temps de déplacement des modules

Afin de ne pas affecter l'expérience, les plateformes de forces et les modules sont au même niveau que le plancher et de la même couleur que le plancher.	F8 : Nivelier les plateformes de forces et les modules au plancher F9 : Se confondre avec le plancher
Quand les modules rétrécissent à cause de l'humidité et font apparaître un jeu, le participant peut les faire basculer en marchant dessus et perdre son équilibre. Ceci pourrait également briser les modules.	F2 : Éliminer les déformations plastiques des modules F18 : Supporter les équipements et les usagers F10 : Maximiser la stabilité des modules F20 : Résister aux efforts
Quand il a fini toutes ces opérations, il effectue les mesures nécessaires à l'analyse du mouvement, il les enregistre, puis éteint tous les équipements, tri et range les modules et les attaches en trop, et répare ceux qui auraient été brisés au besoin.	F23 : Ranger les modules → F19 : Faciliter la maintenance

A.12 Cahier des charges fonctionnel (CdCF)

No	Énoncé	Définition	Mesure	Niveau	Flexibilité	NIC	NDT	Total	Source	Date
	MODULES IMBRIQUÉS									
S2.1	Déformation élastique	Déformation élastique des modules permise, indépendamment des conditions climatiques et des chargements, afin de respecter le jeu requis entre les plateformes de forces, les modules et les bords des fosses, et d'éviter le coincement ou l'instabilité des modules.	Éléments finis	0.0625po (1/16po)	Max	3	2	6	Client	2017-03-22
S3.1	Diamètre d'un doigt	Diamètre nécessaire pour laisser passer un doigt afin de faciliter le déplacement des modules.	Pied à coulisse	1.250po	Min	3	2	6	Tilley, 2002 [1]	2017-04-03
N3.1	Les modules doivent être facile à déplacer. En particulier, il faut pouvoir les ajouter ou les retirer des fosses sans qu'ils ne se coincent entre eux ou avec les plateformes de forces et les bords des fosses. Il faut pouvoir faire ceci sans outils si possible, ou seulement avec des outils simples et facilement accessibles (ex : ventouse ou tournevis). De plus, les modules devraient être clairement étiquetés selon leurs types (plein grandeur, 1/2 médio-latéral (x), 1/2 antéro-postérieur (y) ou 1/4 antéro-postérieur (y)).					3	2	6	Client	2017-03-22
N4.1	Les modules doivent être conçus afin de minimiser les blessures. En particulier, il ne faut pas se coincer les doigts entre les plateformes de forces, les modules et les bords des fosses. Les modules ne doivent pas avoir d'arêtes vives afin d'éviter les coupures. Les modules doivent être léger et favoriser une position ergonomique lorsqu'ils sont manipulés afin d'éviter les blessures aux dos.					1	2	2	Client	2017-03-22
S5.1	Connecteur PFF	Espace requis pour que les modules ne bloquent pas le connecteur reliant la plateforme de forces à la chaîne d'acquisition de données, définit par la position y et z du connecteur sur le côté médio-latéral (x) des plateformes de forces (Figure A.3) et son diamètre maximal.	Règle ou pied à coulisse	y=9.125po z=-2.312po Ø=1.280po	F0 F0 Min	2	1	2	AMTI	2017-03-22
S5.2	Connecteur base	Espace requis pour que les modules ne bloquent pas le connecteur reliant la base au compresseur d'air, définit par la position y et z du connecteur sur le côté médio-latéral (x) des plateformes de forces (Figure A.4) et son diamètre maximal.	Règle ou pied à coulisse	y=9.125po z=-4.249po Ø=1.197po	F0 F0 Min	2	1	2	AMTI	2017-03-22
S6.1	Jeu PFF	Jeu requis entre les plateformes de forces, les modules et les bords des fosses, afin de minimiser les artéfacts sur les signaux des plateformes de forces durant l'expérimentation.	Règle ou pied à coulisse	0.125po (1/8po)	F0	3	1	3	AMTI	2017-03-22
S7.1	Configurations	Nombre de configurations (C) des plateformes de forces possibles et nombre de modules requis par type (PG = pleine grandeur, 1/2ML = 1/2 médio-latéral (x), 1/2AP = 1/2 antéro-postérieur (y) et 1/4AP = 1/4 antéro-postérieur (y)) pour les essais menés dans le Laboratoire de biomécanique du mouvement (Figure A.2).	Compte	N _C =3 N _{PG} =14 N _{1/2ML} =4 N _{1/2AP} =2 N _{1/4AP} =4	Min Min Min Min Min	2	2	4	Client	2017-03-22
S7.2	Dimensions PFF	Dimensions hors-tout x, y et z et rayon de courbure des coins des plateformes de forces qui couvriront une partie des fosses (Figure A.3).	Règle ou pied à coulisse	x=20.000po y=18.250po z=3.249po R=0.370po	F0 F0 F0 F0	2	1	2	AMTI	2017-03-22
S7.3	Dimensions base	Dimensions hors-tout x, y et z et rayon de courbure des coins des bases de plateformes de forces qui couvriront une partie des fosses (Figure A.4).	Règle ou pied à coulisse	x=20.000po y=18.250po z=2.000po R=0.370po	F0 F0 F0 F0	2	1	2	AMTI	2017-03-22
S8.1	Niveau	Différence de niveau permise entre les plateformes de forces, les modules et le plancher, afin qu'elle soit imperceptible par les participants et ainsi minimiser les artéfacts sur l'expérimentation.	Règle ou pied à coulisse	0.0625po (1/16po)	Max	3	1	3	Client	2017-03-22
N9.1	Recouvrir les modules par une couche de même apparence que le plancher (ex : tuiles), afin qu'ils se confondent avec celui-ci. La transition devrait donc être imperceptible par les participants, afin de minimiser les artéfacts sur l'expérimentation.					2	1	2	Client	2017-03-22
N10.1	Les modules ne doivent pas être instables, afin de minimiser les artéfacts sur l'expérimentation. En particulier, le jeu entre les plateformes de forces, les modules et les bords des fosses doit être respecté et la base de support des modules doit être suffisante afin d'éviter que les modules ne basculent lorsque l'on marche dessus. Ceci, tout en maximisant l'espace sous les modules pour laisser passer les câbles de connexion.					3	2	6	Client	2017-03-22
S11.1	Temps de déplacement	Temps nécessaire pour déplacer les modules pour l'ensemble de la grande fosse, plus rapide qu'avec les modules actuels.	Chronomètre	45±15min	Max	2	2	4	Client	2017-04-03
N11.1	Le temps de déplacement des modules doit être minimisé, que ce soit pour changer d'une configuration des plateformes de forces à une autre entre deux expériences ou pour juste ajuster la position des plateformes de forces durant une expérience (ex : selon la longueur du pas du participant ou s'il est droitier ou gaucher).					2	2	4	Client	2017-03-22
S12.1	Espace médio-latéral	Espace requis sur le côté médio-latéral (x) des modules pour laisser passer les câbles de connexion entre les plateformes de forces, les bases, les modules et les bords des fosses, définit par des dimensions x, y et z similaires à celles de l'espace sur le côté médio-latéral (x) des plateformes de forces (Figure A.3 et Figure A.4).	Règle ou pied à coulisse	x=2.251po y=18.250po z<-0.937po >-5.249po	Min Max Max	3	1	3	AMTI	2017-03-22

S12.2	Espace antéro-postérieur	Espace requis sur le côté antéro-postérieur (y) des modules pour laisser passer les câbles de connexion entre les plateformes de forces, les bases, les modules et les bords des fosses, définit par des dimensions x, y et z similaires à celles de l'espace sur le côté antéro-postérieur (y) des plateformes de forces (Figure A.3 et Figure A.4).	Règle ou pied à coulisse	x=20.000po y=1.375po z<-0.937po >-5.249po	Max Min Max	3	1	3	AMTI	2017-03-22
S13.1	Dimensions grande fosse	Dimensions hors-tout x, y et z et rayon de courbure des coins de la grande fosse à plateformes de forces à couvrir par les modules imbriqués (Figure A.5).	Ruban à mesurer ou règle	x=60.500po y=73.689po z=5.250po R=0.469po	F0 F0 F0 F0	2	3	6	Mesure laboratoire	2017-03-22
S13.2	Dimensions petite fosse	Dimensions hors-tout x, y et z et rayon de courbure des coins de la petite fosse à plateformes de forces à couvrir par les modules imbriqués (Figure A.5).	Ruban à mesurer ou règle	x=40.500po y=55.500po z=5.250po R=0.399po	F0 F0 F0 F0	2	3	6	Mesure laboratoire	2017-03-22
N13.1	Disposer d'une manière d'assembler les modules les uns aux autres, afin de pouvoir les ajouter ou les retirer des fosses en blocs. Le système choisi (ex : cales ou attaches) devrait utiliser le moins de pièces possible et les fixer aux modules si possible, afin d'éviter de les perdre. De plus, ces pièces devraient être clairement étiquetées selon leurs types (espace médio-latéral (x) ou espace antéro-postérieur (y) et avec ou sans plateformes de forces adjacentes).					2	3	6	Client	2017-03-22
S14.1	Masse d'un module	Masse d'un module pleine grandeur, plus petite que celle des modules actuels.	Balance	5.2kg	F1	2	2	4	Client	2017-04-03
	MANIPULATION									
	EXPÉRIMENTATION									
	CONNEXIONS									
	STRUCTURE									
N19.1	Les modules doivent être conçus afin de faciliter la maintenance. En particulier, des pièces standards devraient être utilisées si possible, afin de faciliter les réparations et le remplacement des pièces. Il faut aussi prévoir un espace de rangement pour les modules (et les pièces pour les assembler), afin de minimiser le désordre dans le Laboratoire de biomécanique du mouvement. Finalement, il faut minimiser l'accumulation de débris (ex : provenant du tapis en translation de surface) ou de pièces (ex : boulon errant) dans la fosse.					1	1	1	Client	2017-03-22
S20.1	Force d'impact	Force d'impact x, y et z lors d'un rétablissement de l'équilibre d'un homme du 99 ^e percentile à laquelle les modules doivent résister, incluant les efforts générés par le tapis en translation de surface.	Modèle par éléments finis	x=874N y=621N z=4477N	Min Min Min	1	2	2	Carbonneau et Smeesters, 2014 [2], Pierre et Smeesters, 2016 [3] et Tilley, 2002 [1]	2017-04-24

Flexibilité : F0 = Nulle, F1 = Faible, F2 = Moyenne, F3 = Élevée.
NIC : Niveau d'Importance Client de moins (1) à plus (3) important.
NDT : Niveau de Difficulté Technique de moins (1) à plus (3) difficile.

A.13 Références

1. Tilley, A. R. (2002). *The measure of man and woman: human factors in design*. Wiley, Chichester NY, 96 p.
2. Carbonneau, E., Smeesters, C. (2014). Effects of age and lean direction on the threshold of single-step balance recovery in younger, middle-aged and older adults. *Gait Posture*, 39(1), p. 365-371.
3. Pierre, M., Smeesters, C. (2016a). Effect of age on the forward perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger, middle-aged and older adults. *40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Raleigh NC, Aug 2-5.

APPENDICE B ÉMERGENCE ET CONVERGENCE DES CONCEPTS POUR LES MODULES IMBRIQUÉS

B.1 Présentation du cahier des charges fonctionnel

Les Figure B.1 à Figure B.5 ci-dessous illustrent les spécifications et les notes à la conception du cahier des charges fonctionnel (Appendice B.7). La seule spécification modifiée est le diamètre maximal du connecteur reliant la base au compresseur d'air (S5.2, Figure B.4). Ce dernier avait été mesuré sans la bague de raccordement au compresseur dans l'Appendice A.

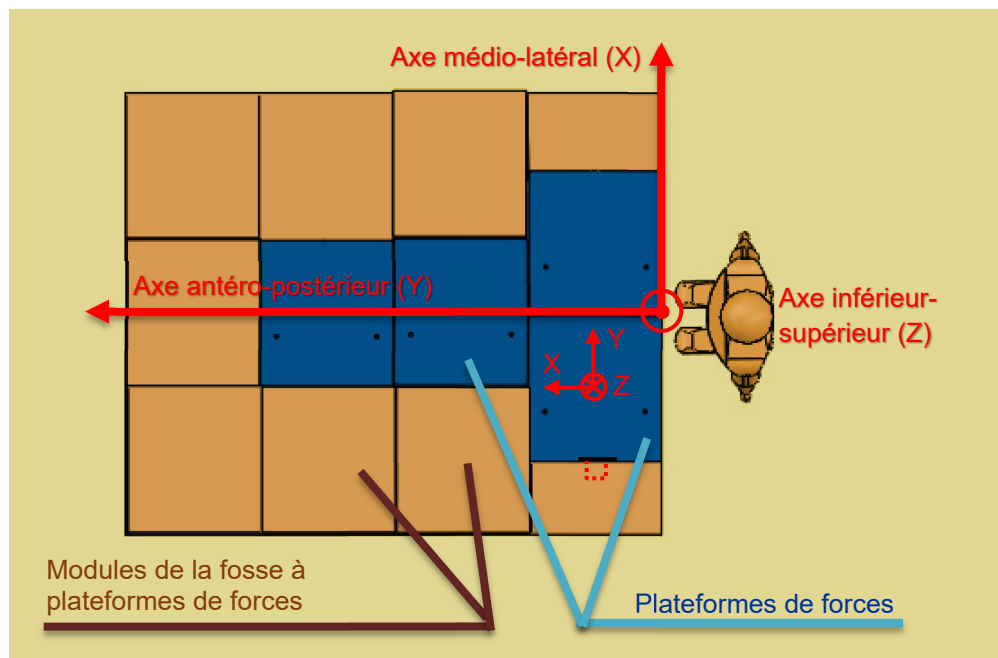


Figure B.1: Configuration classique des plateformes de forces pour la tour inclinée

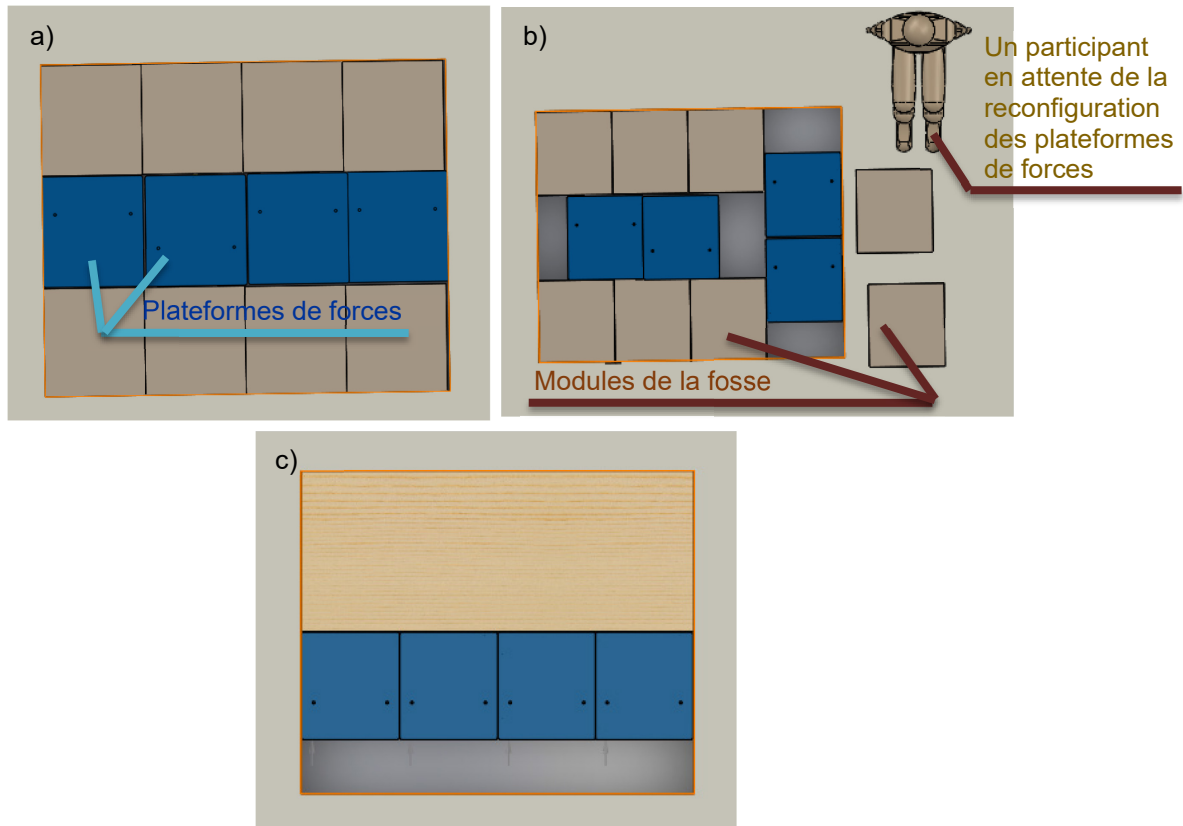


Figure B.2: Configurations des plateformes de forces actuellement désirées

La configuration a) est utilisée pour le cours de BGM721 - Biomécanique du mouvement, la configuration b) est la configuration classique pour la tour inclinée, et la configuration c) est utilisée pour la translation de surface, mais n'est pas possible avec les modules actuels.

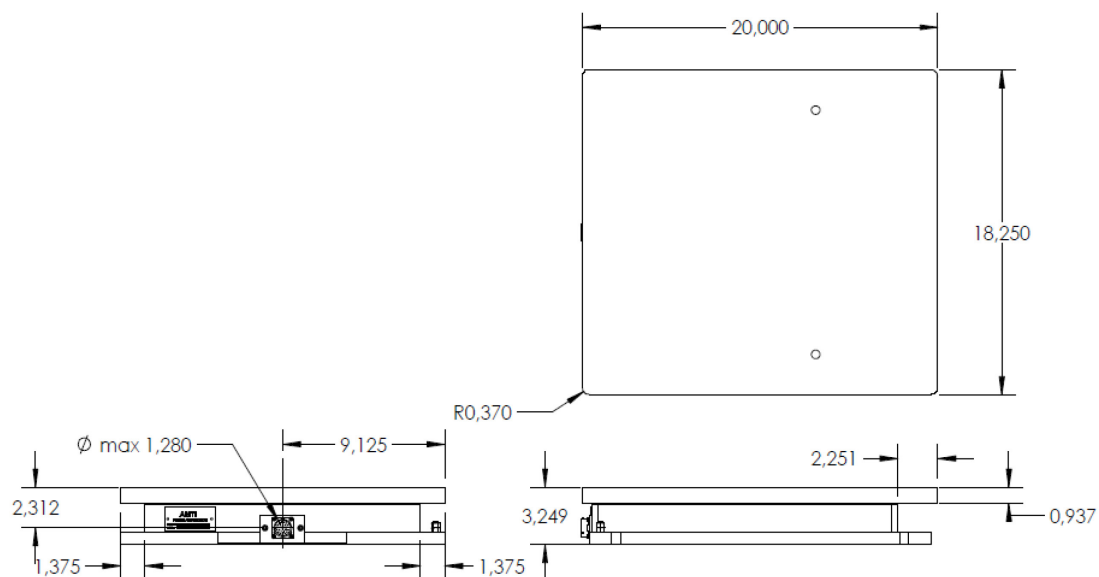


Figure B.3: Dimensions d'une plateforme de forces

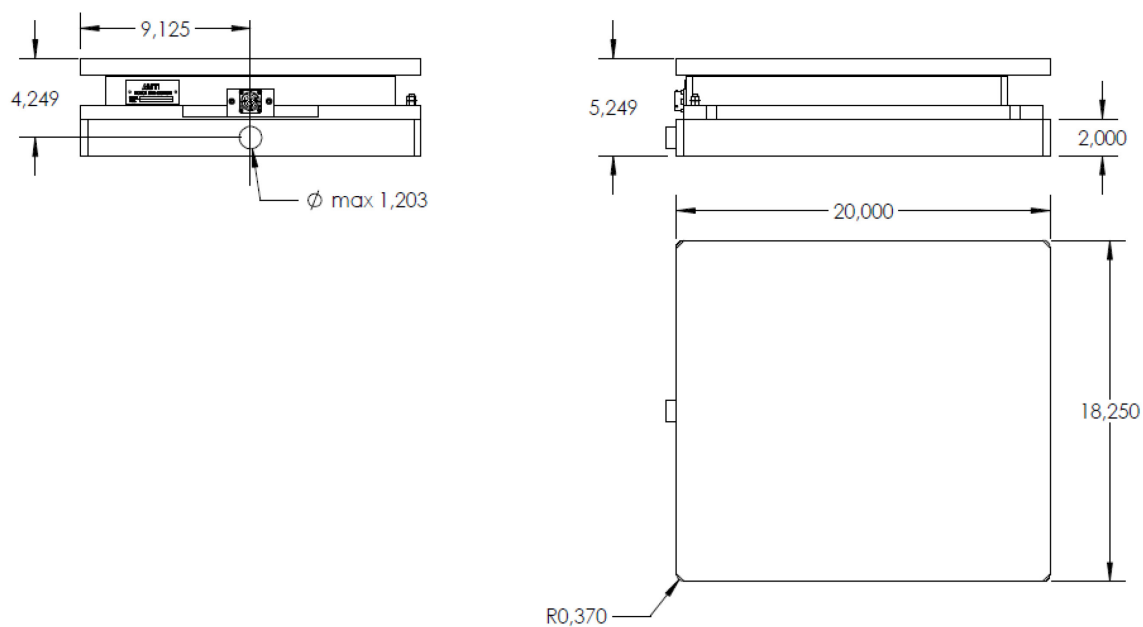


Figure B.4: Dimensions d'une plateforme de forces avec sa base

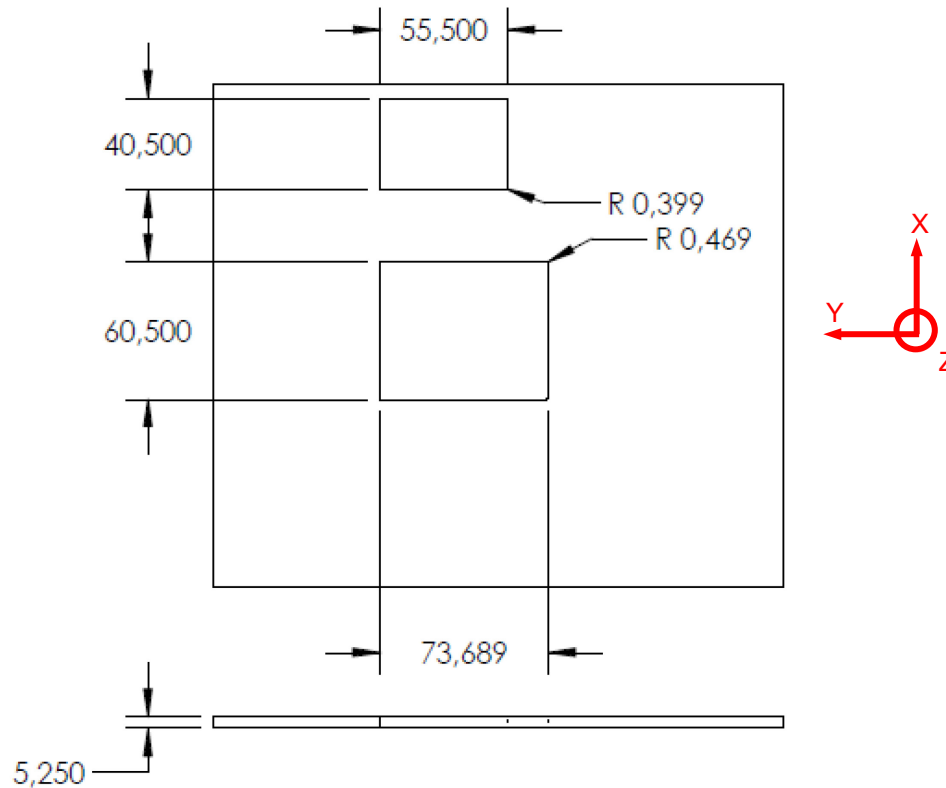


Figure B.5: Dimensions des deux fosses à plateformes de forces

B.2 Matrice morphologique

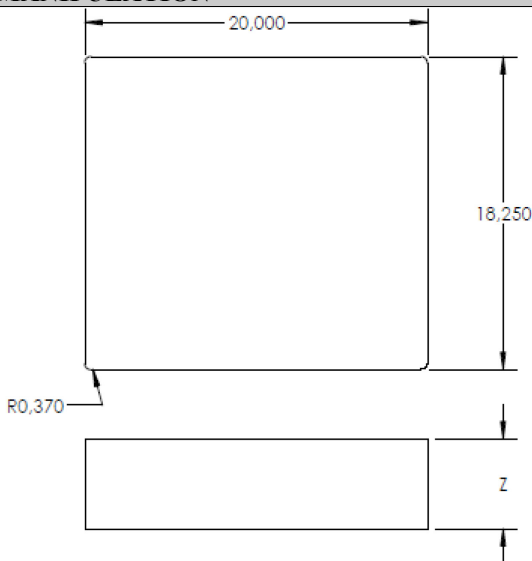
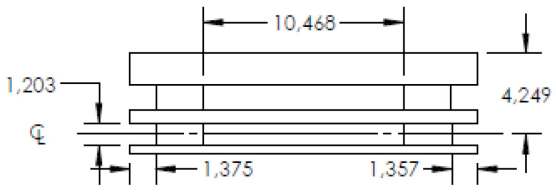
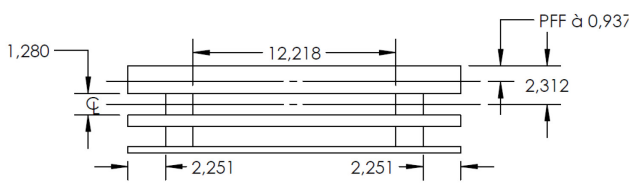
Afin de mener à bien l'étape de l'émergence des concepts, les étapes suivantes ont été effectuées :

- L'ensemble des fonctions du cahier des charges fonctionnel ont d'abord été divisés en deux grands groupes :
 - Les fonctions non prioritaires, soit celles dont le produit $NIC \times NDT$ était inférieur à 4.
 - Les fonctions prioritaires, soit celles dont le produit $NIC \times NDT$ était supérieur ou égal à 4, ainsi que les fonctions « F4 - Minimiser les blessures » et « F19 - Faciliter la maintenance ». Malgré leur importance indéniable, ces deux dernières fonctions avaient un faible NIC parce qu'elles étaient des fonctions de contrainte et de base, respectivement.
- Une première matrice morphologique a été créée pour les fonctions non prioritaires en trouvant des concepts pour les fonctions regroupées en systèmes, tout en s'assurant que chaque concept-système réponds bien à toutes les fonctions du système.
- Une deuxième matrice morphologique a été créée pour les fonctions prioritaires en trouvant des concepts pour toutes les fonctions considérées indépendamment.

B.2.1. Matrice morphologique 1 - Fonctions non-prioritaires

Parce que les fonctions de la matrice morphologique 1 (Table B.1) sont non-prioritaires, il n'y avait qu'un seul concept-fonction ou concept-système pertinent par fonction ou système, soit essentiellement le même que celui qui existait déjà dans le Laboratoire de biomécanique du mouvement. Le concept global découlant de la matrice morphologique 1 était donc simplement l'assemblage de tous ces concepts (Figure B.6).

Table B.1: Matrice morphologique 1

No	Fonction	Concepts
F1		MODULES IMBRIQUÉS
F15		MANIPULATION
F7	Maximiser le nombre de configurations des plateformes de forces	 <p style="text-align: center;">$Z = 3.249po + 2.000 = 5.249po$</p>
F17		CONNEXIONS
F5.2	Connecter les bases au compresseur d'air	 <p style="text-align: center;">$2 * ((18.250 + 0.125) / 4 + 1.280 / 2) = 10.468$</p> <p style="text-align: center;">Vue de gauche</p>  <p style="text-align: center;">$20.000 - (18.250 - 10.468) = 12.218$</p> <p style="text-align: center;">Vue de face</p>
F5.1	Connecter les plateformes de forces à la chaîne d'acquisition de données	
F12	Maintenir un espace pour les câbles de connexion	

F16	EXPÉRIMENTATION	
F8	Niveler les plateformes de forces et les modules au plancher	Hauteur des modules de $5.249 \pm 0.0625\text{po}$
F6	Maintenir un jeu autour des plateformes de forces	Jeu de 0.125po
F9	Se confondre avec le plancher	Recouvrir les modules avec les mêmes tuiles que sur le plancher
F18	STRUCTURE	
F20	Résister aux efforts	Structure des modules résistant aux forces suivantes $F_x=874\text{N}$ $F_y=621\text{N}$ $F_z=4477\text{N}$

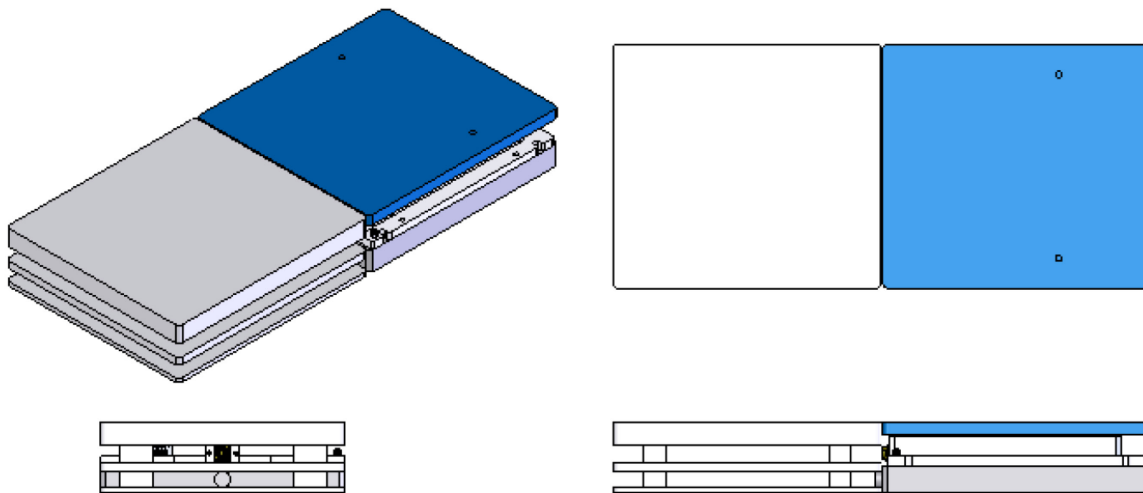
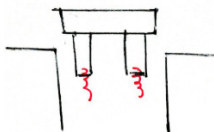

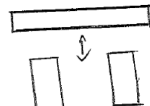
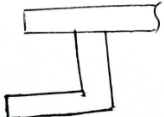

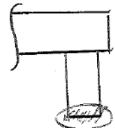
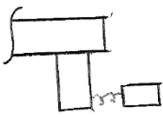
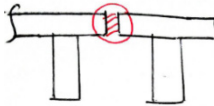
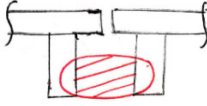



Figure B.6: Concept global du module imbriqué pleine grandeur découlant de la matrice morphologique 1 (Table B.1) et respectant le jeu de 0.125po entre le module (à gauche) et la plateforme de force avec sa base (à droite)

B.2.2. Matrice morphologique 2 - Fonctions prioritaires

Pour les fonctions prioritaires, la matrice morphologique 2a (Table B.2) a d'abord été obtenue suite à des sessions de brainstorming avec les usagers du Laboratoire de biomécanique du mouvement.

Table B.2: Matrice morphologique 2a

No	Fonction	Concepts			
F1	MODULES IMBRIQUÉS				
F15	MANIPULATION				
F7	Maximiser le nombre de configurations des plateformes de forces	$N_C=3$ (Figure B.2) N_{PG} $N_{1/2ML}$ $N_{1/2AP}$ $N_{1/4AP}$			
F3	a) Faciliter le déplacement des modules – Accès	Pattes à ressorts 	Ouvrir le dessus 	Séparer le dessus du module 	Faire un trou d'accès sur le dessus du module pour laisser passer un doigt
	b) Faciliter le déplacement des modules – Cales	Cales fixes 	Cales rétractables 	Pattes aimantés, collantes ou antidérapantes 	Cales avec ressort 
F11	Minimiser le temps de déplacement des modules	Attacher toutes les pièces aux modules	Déplacer plus d'un module en même temps en les assemblant	Minimiser le nombre de pièces différentes	
F13	a) Assembler les modules – Emplacement	Module-module par le haut 	Module-module par le bas 	Module-plateforme par le bas 	
	b) Assembler les modules - Attaches	Tige linéaire ou angulaire qui s'encastre pour s'attacher	Attache vise-plaque		
F4	Minimiser les blessures	Éliminer les zones de coincements	Éliminer les arêtes vives		
F19	Faciliter la maintenance	Utiliser des pièces standards	Attacher toutes les pièces aux modules		
F17	CONNEXIONS				
F16	EXPÉRIMENTATION				
F10	Maximiser la stabilité des modules	Maximiser la base des modules			

F18	STRUCTURE				
F2	Éliminer les déformations plastiques des modules	Utiliser des matériaux résistants aux changements climatiques			
F14	Minimiser la masse des modules	Utiliser des matériaux légers	Minimiser la matière		

Parce que plus d'un concept-fonction ont été trouvé pour plusieurs fonctions prioritaires, le nombre total de concepts globaux découlant de la matrice morphologique 2a s'élevait à :

$$1 \times 4 \times 4 \times 3 \times 3 \times 2 \times 2 \times 2 \times 1 \times 1 \times 2 = 2304.$$

La matrice morphologique 2b (Table B.3) a donc été générée afin de faire un tri préliminaire des concepts-fonction. Pour ce faire les concepts-fonctions suivants ont été éliminés :

- Le troisième concept de F3b a été éliminé, car la force de friction générée par les pattes aimantées, collantes ou antidérapantes ne serait probablement pas assez forte pour garantir le maintien du jeu autour des plateformes de forces (F6).
- Le deuxième concept de F11 a été éliminé, puisqu'il était inclus dans les concepts de F13.
- Le deuxième concept de F13b a été éliminé, car il allongerait le temps de déplacement des modules (F11) et compliquerait la maintenance (F19).
- Le deuxième concept de F19 a été éliminé, puisqu'il faisait déjà parti des concepts de F11.

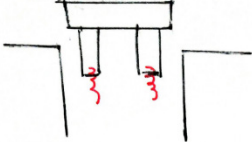

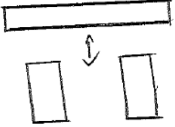
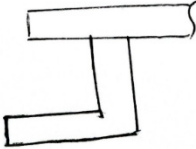

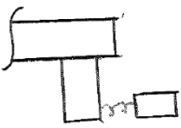
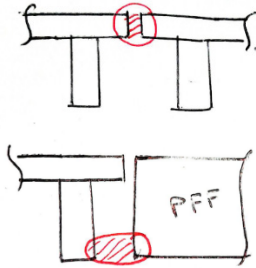
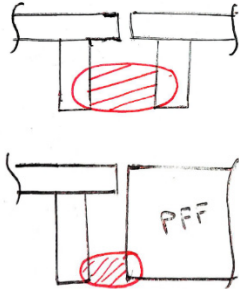
Les concepts-fonctions suivants ont été assemblés :

- Le quatrième concept de F3a a été combiné avec les 3 autres.
- Le premier et le troisième concept de F11 ont été combinés.
- Le troisième concept de F13a a été combiné avec les 2 autres.
- Les deux concepts de F4 ont été combiné ensemble.
- Les deux concepts de F14 ont été combiné ensemble.

Finalement, pour les fonctions F3a, F3b et F13a ayant plus d'un concept-fonction restant, une cote de priorité de 1 (faible) à 4 (importante) a été assignée à chaque concept-fonction.

Table B.3: Matrice morphologique 2b

No	Fonction	Concepts			
F1	MODULES IMBRIQUES				
F15	MANIPULATION				
F7	Maximiser le nombre de configurations des plateformes de forces	N _C =3 (Figure B.2) N _{PG} N _{1/2ML} N _{1/2AP} N _{1/4AP}			

F3	a) Faciliter le déplacement des modules – Accès	<p>Doter les pattes du module de ressorts activés via un trou d'accès sur le dessus du module pour laisser passer un doigt</p>  <p>Cote de priorité = 3</p>	<p>Ouvrir le dessus du module via un trou d'accès sur le dessus du module pour laisser passer un doigt</p>  <p>Cote de priorité = 1</p>	<p>Séparer le dessus du module via un trou d'accès sur le dessus du module pour laisser passer un doigt</p>  <p>Cote de priorité = 4</p>
	b) Faciliter le déplacement des modules – Cales	<p>Cales fixes</p>  <p>Cote de priorité = 1</p>	<p>Cales rétractables</p>  <p>Cote de priorité = 4</p>	<p>Cales avec ressort</p>  <p>Cote de priorité = 3</p>
F11	Minimiser le temps de déplacement des modules	Minimiser le nombre de pièces différentes en les attachant toutes aux modules		
F13	a) Assembler les modules – Emplacement	<p>Assemblage module-module par le haut et accotement module-plateforme par le bas</p>  <p>Cote de priorité = 3</p>	<p>Assemblage module-module et accotement module-plateforme par le bas</p>  <p>Cote de priorité = 1</p>	
	b) Assembler les modules - Attaches	Tige linéaire ou angulaire qui s'encastre pour s'attacher		
F4	Minimiser les blessures	Éliminer les zones de coincements et les arêtes vives		
F19	Faciliter la maintenance	Utiliser des pièces standards		
F17	CONNEXIONS			
F16	EXPÉRIMENTATION			
F10	Maximiser la stabilité des modules	Maximiser la base des modules		

F18	STRUCTURE			
F2	Éliminer les déformations plastiques des modules	Utiliser des matériaux résistants aux changements climatiques		
F14	Minimiser la masse des modules	Utiliser des matériaux légers et minimiser la matière		

Le nombre total de concepts globaux découlant de la matrice morphologique 2b s'élevait à :

$$1 \times 3 \times 3 \times 1 \times 2 \times 1 \times 1 \times 1 \times 1 \times 1 \times 1 = 18.$$

La matrice morphologique 2c (Table B.4) était donc l'assemblage de tous les concepts-fonction de la matrice morphologique 2b, créant les 18 concepts globaux possibles. Pour chaque concept global, la somme des cotes de priorité a également été indiquée.

Table B.4: Matrice morphologique 2c

C1) F3a1 + F3b1 + F13a1 Cote de priorité = 7		C7) F3a2 + F3b1 + F13a1 Cote de priorité = 5		C13) F3a3 + F3b1 + F13a1 Cote de priorité = 8	
C2) F3a1 + F3b1 + F13a2 Cote de priorité = 5		C8) F3a2 + F3b1 + F13a2 Cote de priorité = 3		C14) F3a3 + F3b1 + F13a2 Cote de priorité = 6	
C3) F3a1 + F3b2 + F13a1 Cote de priorité = 10		C9) F3a2 + F3b2 + F13a1 Cote de priorité = 8		C15) F3a3 + F3b2 + F13a1 Cote de priorité = 11	
C4) F3a1 + F3b2 + F13a2 Cote de priorité = 8		C10) F3a2 + F3b2 + F13a2 Cote de priorité = 6		C16) F3a3 + F3b2 + F13a2 Cote de priorité = 9	
C5) F3a1 + F3b3 + F13a1 Cote de priorité = 9		C11) F3a2 + F3b3 + F13a1 Cote de priorité = 7		C17) F3a3 + F3b3 + F13a1 Cote de priorité = 10	
C6) F3a1 + F3b3 + F13a2 Cote de priorité = 7		C12) F3a2 + F3b3 + F13a2 Cote de priorité = 5		C18) F3a3 + F3b3 + F13a2 Cote de priorité = 8	

B.3 Méthode des touches et analyse comparée par paires

Afin de réduire la liste des concepts globaux avant de débiter formellement l'étape de convergence des concepts, la méthode des touches a été utilisée pour éliminer les concepts C1, C2, C7, C8, C13 et C14. Ces concepts avaient en effet peu de potentiel, car l'utilisation de cales fixes (concept F3b1) engendrerait trop facilement un problème d'arc-boutement (aussi appelé « effet tiroir ») des modules. Ce problème ne pourrait en effet pas être évité sans compromettre le jeu autour des plateformes de forces (F6) et la stabilité des modules (F10).

Afin de réduire encore plus la liste des concepts globaux, l'analyse comparée par paires a été utilisée (Table B.5). Pour ce faire, les 12 concepts restants ont été comparés deux à deux, afin de déterminer le concept prioritaire et la différence entre les cotes de priorité. Lorsque la différence entre les cotes de priorité était supérieure à 3, un maximum de 3 a été indiqué. De même, lorsque la différence entre les cotes de priorité était nulle, un minimum de 1 a été indiqué et un concept prioritaire a été choisi par les usages du Laboratoire de biomécanique du mouvement. Finalement la somme des différences entre les cotes de priorité a été calculée pour chaque concept prioritaire.

Table B.5: Analyse comparée par paires

C3	C4	C5	C6	C9	C10	C11	C12	C15	C16	C17	C18	Score
C3	C3-2	C3-1	C3-3	C3-2	C3-3	C3-3	C3-3	C15-1	C3-1	C17-1	C3-2	20
	C4	C5-1	C4-1	C4-1	C4-2	C4-1	C4-3	C15-3	C16-1	C17-2	C18-1	8
		C5	C5-2	C5-1	C5-3	C5-2	C5-3	C15-2	C16-1	C17-1	C5-1	13
			C6	C9-1	C6-1	C6-1	C6-2	C15-3	C16-2	C17-3	C18-1	4
				C9	C9-2	C9-1	C9-3	C15-3	C16-1	C17-2	C18-1	7
					C10	C11-1	C10-1	C15-3	C16-3	C17-3	C18-2	1
						C11	C11-2	C15-3	C16-2	C17-3	C18-1	3
							C12	C15-3	C16-3	C17-3	C18-3	0
								C15	C15-2	C15-1	C15-3	27
									C16	C17-1	C16-1	14
										C17	C17-2	21
											C18	9

Les scores des concepts C3, C5, C15, C16 et C17 présentaient un écart important par rapport aux scores des autres concepts qui ne dépassaient pas 10. Ces cinq concepts ont donc été les seuls à être retenus pour la suite.

B.4 Matrice de Pugh

Afin de mener à bien l'étape de convergence des concepts, les étapes suivantes ont été effectuées :

- Deux groupes de critères d'évaluation des concepts ont été choisis :
 - Le « coût » et la « facilité de fabrication », les deux critères d'évaluation incontournables pour identifier le meilleur concept.
 - Des critères d'évaluation découlant des spécifications et des notes à la conception prioritaires, soit celles dont le produit NIC x NDT était supérieur ou égal à 4, ainsi que

les notes à la conception N4.1 et N19.1. Malgré leur importance indéniable, ces deux dernières notes à la conception avaient un faible NIC parce qu'elles étaient liées à des fonctions de contrainte et de base, respectivement.

- Une première matrice de Pugh a été préparée, complétée et analysée en incluant les concepts C3, C5, C15, C16 et C17 de la section précédente ainsi que le concept actuel (Figure B.7).

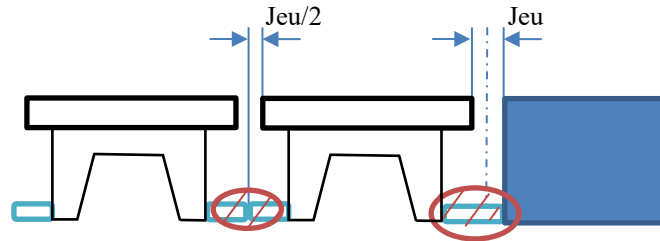


Figure B.7: Module actuel (DATUM)

- Une deuxième matrice de Pugh a été préparée, complétée et analysée en incluant le concept le plus fort de la matrice de Pugh 1 ainsi que les nouveaux concepts découlant de son analyse.

B.4.1. Matrice de Pugh 1

Le concept actuel n'a pas été choisi comme datum pour la matrice de Pugh 1 (Table B.6) parce qu'il était moins bon que tous les autres concepts (C3, C5, C15, C16 et C17) pour presque tous les critères d'évaluation. C'est plutôt le concept ayant obtenu le plus haut score lors de l'analyse comparée par paires de la section précédente, le concept C15, qui a été choisi comme datum.

En examinant les points positifs et négatifs de chaque concept de la matrice de Pugh 1, le concept actuel était clairement le plus faible, vu son grand nombre de points négatifs. Le concept C16 a également été jugé faible, puisqu'il n'avait aucun point positif. À l'inverse, les concepts forts de la matrice de Pugh 1 étaient les concepts C3, C5, C15 et C17.

En examinant les points négatifs des concepts forts :

- Les usagers du Laboratoire de biomécanique du mouvement étaient prêts à vivre avec l'augmentation du coût et de la difficulté de fabrication des concepts C3, C5, C15 et C17 au besoin, aucun nouveau concept n'a donc été généré.
- La difficulté d'accès pour le déplacement des modules (S3.1) et l'utilisation de pièces non standard pour la maintenance (N19.1) à cause des ressorts des pattes et des cales des concepts C3, C5 et C17 étaient résolues par le concept C15, aucun nouveau concept n'a donc été généré.
- Pour améliorer le temps de déplacement des modules (S11.1 et N11.1) du concept C15, le concept C15b a été créé en ajoutant des ressorts aux cales du bas pour l'accotement module-plateforme (Figure B.8).
- Pour éliminer les pièces détachables pour la maintenance (N19.1) du concept C15, sans compromettre l'accès pour le déplacement des modules (S3.1), le concept C15c a été créé en éliminant le dessus détachable et en ajoutant un mécanisme pour activer les cales du bas du dessus du module (Figure B.8).
- Finalement, le concept C15d a été créé, en combinant les améliorations des concepts C15b et C15c des deux points précédents (Figure B.8).

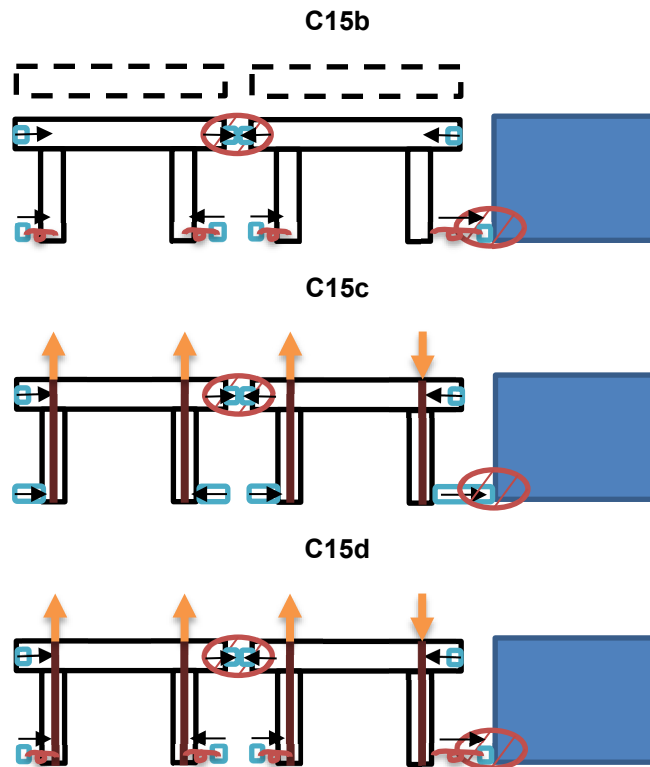


Figure B.8: Nouveaux concepts découlant de la matrice de Pugh 1

Puisque les usagers du Laboratoire de biomécanique du mouvement étaient prêts à vivre avec l'augmentation du coût et de la difficulté de fabrication des concepts C3, C5, C15 et C17 au besoin, aucun point positif des concepts faibles (C16 et actuel) n'a pu être transféré aux concepts forts (C3, C5, C15 et C17) pour les améliorer.

Pour la suite, les concepts faibles (C16 et actuel) ont évidemment été éliminés. De plus, parce que les concepts C3, C5 et C17 sont plus faibles que les concepts C15, C15b, C15c et C15d, ils ont également été éliminés.

B.4.2. Matrice de Pugh 2

La matrice de Pugh 2 (Table B.7) inclut donc les concepts C15, C15b, C15c et C15d. Parce qu'il n'y avait aucun moyen de savoir à l'avance lequel des nouveaux concepts allait être le plus fort, le concept C15b a arbitrairement été choisi comme datum.

En examinant les points positifs et négatifs de chaque concept de la matrice de Pugh 2, les concepts C15 et C15c ont été jugés forts parce qu'ils avaient plus de points positifs que de points négatifs. À l'inverse, les concepts C15b et C15d ont été jugés faibles.

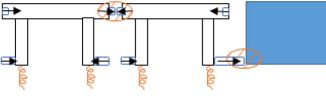
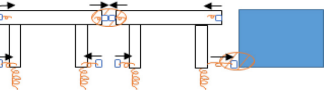
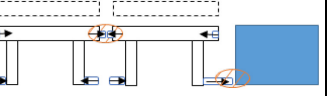
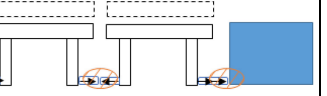
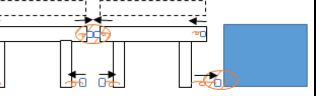
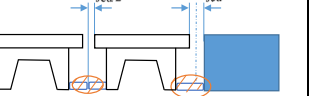
En examinant le point négatif des concepts forts, l'augmentation du temps de déplacement des modules (S11.1 et N11.1) à cause du dessus détachable du concept C15 était résolu par le concept C15c, aucun nouveau concept n'a donc été généré.

En examinant les points positifs des concepts faibles :

- La facilité d'accès pour le déplacement des modules (S3.1) et l'élimination des pièces détachables pour la maintenance (N19.1) à cause de l'élimination du dessus détachable et de l'ajout du mécanisme pour activer les cales du bas du dessus du module du concept C15d étaient résolues par le concept C15c.
- La diminution du temps de déplacement des modules (S11.1 et N11.1) à cause de l'élimination du dessus détachable, de l'ajout du mécanisme pour activer les cales du bas du dessus du module, et l'ajout des ressorts aux cales du bas pour l'accotement module-plateforme du concept C15d était résolue par les concepts C15c et C15d.
- Finalement, la diminution du coût et de la difficulté de fabrication ainsi que l'utilisation de pièces standard pour la maintenance (N19.1) du concept C15b est résolue par le concept C15.

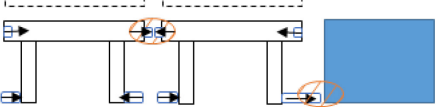
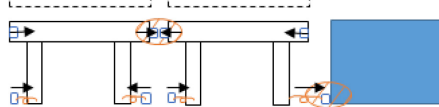
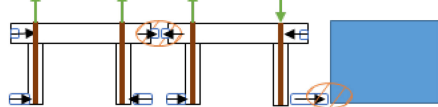
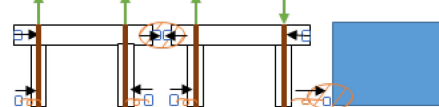
Aucun nouveau concept n'a donc été généré par la matrice de Pugh 2. Pour la suite, les concepts faibles (C15b et C15d) ont évidemment été éliminés. Le concept C15 a également été éliminé puisqu'il contient un point négatif. Le concept final est donc le concept C15c.

Table B.6: Matrice de Pugh 1

Concepts						
Critères						
Coût	–	–	DATUM	=	–	+
Facilité de fabrication	–	–		=	–	+
Maximiser le nombre de configurations des PFF (S7.1)	=	=		=	=	–
Faciliter l'accès pour le déplacement des modules (S3.1)	–	–		–	=	–
Minimiser le coincement pour le déplacement des modules (N3.1a)	=	=		–	=	–
Minimiser les outils pour le déplacement des modules (N3.1b)	=	=		=	=	–
Minimiser le temps de déplacement des modules (S11.1 et N11.1)	=	+		=	+	–
Optimiser l'emplacement des points d'attache des modules pour les assembler (S13.1, S13.2 et N13.1)	=	=		–	=	–
Minimiser les blessures (N4.1)	=	=		=	=	–
Utiliser des pièces standard pour la maintenance (N19.1)	–	–		=	–	=
Minimiser les pièces détachables pour la maintenance (N19.1)	+	+		=	=	–
Maximiser la stabilité des modules (N10.1)	=	=		–	=	–
Éliminer les déformations plastiques des modules (S2.1)	=	=		=	=	–
Minimiser la masse des modules (S14.1)	=	=		=	=	–
Somme des +	1	2		0	1	2
Somme des –	4	4		4	3	11
Somme des =	9	8		10	10	1

Le concept est meilleur (+), moins bon (–) ou égal (=) au datum.

Table B.7: Matrice de Pugh 2

Concepts				
Critères				
Coût	+	DATUM	=	–
Facilité de fabrication	+		=	–
Maximiser le nombre de configurations des PFF (S7.1)	=		=	=
Faciliter l'accès pour le déplacement des modules (S3.1)	=		+	+
Minimiser le coincement pour le déplacement des modules (N3.1a)	=		=	=
Minimiser les outils pour le déplacement des modules (N3.1b)	=		=	=
Minimiser le temps de déplacement des modules (S11.1 et N11.1)	–		=	+
Optimiser l'emplacement des points d'attache des modules pour les assembler (S13.1, S13.2 et N13.1)	=		=	=
Minimiser les blessures (N4.1)	=		=	=
Utiliser des pièces standard pour la maintenance (N19.1)	+		=	–
Minimiser les pièces détachables pour la maintenance (N19.1)	=		+	+
Maximiser la stabilité des modules (N10.1)	=		=	=
Éliminer les déformations plastiques des modules (S2.1)	=		=	=
Minimiser la masse des modules (S14.1)	=		=	=
Somme des +	3		2	3
Somme des –	1		0	3
Somme des =	10		12	8

Le concept est meilleur (+), moins bon (–) ou égal (=) au datum.

B.5 Concept final

Le concept final C15c (Figure B.9 et Figure B.10) devra respecter toutes les fonctions non-prioritaires de la matrice morphologique 1 et toutes les fonctions prioritaires de la matrice morphologique 2b, soit toutes les spécifications et notes à la conception du cahier des charges fonctionnel (Appendice B.7). En particulier :

- Un mécanisme pour activer les cales du bas du dessus du module, un trou d'accès sur le dessus du module pour laisser passer un doigt, et des cales rétractables permettront de respecter la fonction « F3 - Faciliter le déplacement des modules ».
- Pour respecter la fonction « F13 - Assembler les modules », l'assemblage module-module se fera par les cales du haut et l'accotement module-plateforme se fera par les cales du bas.

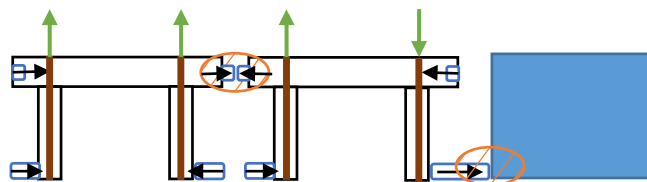


Figure B.9: Schéma du concept final C15c

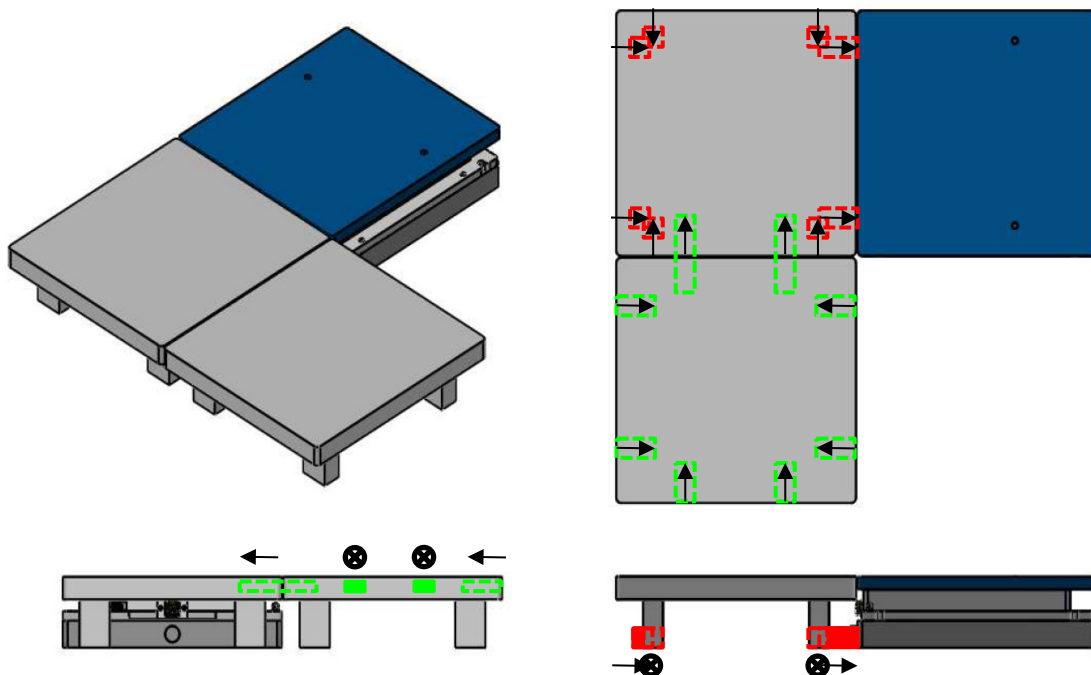


Figure B.10: Assemblage du concept final C15c de deux modules pleine grandeur assemblés l'un à l'autre par les cales du haut (en vert sur la vue de dessus et de gauche sur un module seulement) et accotés à la plateforme de force avec sa base par les cales du bas (en rouge sur la vue de dessus et de face sur un module seulement)

B.6 Budget

Un premier estimé du budget pour un module pleine grandeur du concept final C15c a été calculé (Table B.8). Pour 18 modules pleine grandeur (S7.1), le budget total serait entre 4272 \$ et 5303 \$. Donc, même sans frais de fabrication, frais de livraison ou contingence, le budget maximum permis de 5000 \$ pourrait être dépassé. Il faudra donc économiser la matière brute au maximum pour arriver ou construire moins de modules.

Table B.8: Estimé du budget pour un module pleine grandeur du concept final C15c

	Plaque en Aluminium	Panneau Honeycomb en Aluminium 1/8po	Panneau Honeycomb en Aluminium 1/4po
Profilé Bosch STRUT * 45mm x 45mm x 6000mm	39 \$	47 \$	47 \$
Plaque en Aluminium 6061 (24po x 24po x 1/4po) Numéro de pièce 8458k113 †	167.22 \$		
Panneau Honeycomb en Aluminium 3003 (24po x 24po x 1/8po) Numéro de pièce 89155k26 †		109.42 \$	
Panneau Honeycomb en Aluminium 3003 (24po x 24po x 1/4po) Numéro de pièce 8458k114 †			114.93 \$
Quincaillerie	50 \$	50 \$	50 \$
Total	256.22 \$	206.42 \$	211.93 \$
Total avec taxes (TPS 5%, TVQ 9.975%)	294.59 \$	237.33 \$	243.67 \$

* www.boschrexroth.com

† www.mcmaster.com

B.7 Cahier des charges fonctionnel (CdCF)

B.7.1. Spécifications

No	Fonction	No	Énoncé	Définition	Mesure	Niveau	Flexibilité	NIC	NDT	Total	Source	Date
F1	Couvrir la fosse à plateformes de forces		MODULES IMBRIQUÉS									
F15	Faciliter la manipulation		MANIPULATION									
F7	Maximiser le nombre de configurations des plateformes de forces	S7.1	Configurations	Nombre de configurations (C) des plateformes de forces possibles et nombre de modules requis par type (PG = pleine grandeur, 1/2ML = 1/2 médio-latéral (x), 1/2AP = 1/2 antéro-postérieur (y) et 1/4AP = 1/4 antéro-postérieur (y)) pour les essais menés dans le Laboratoire de biomécanique du mouvement (Figure B.2).	Compte	N _C =3 N _{PG} =14 N _{1/2ML} =4 N _{1/2AP} =2 N _{1/4AP} =4	Min Min Min Min	2	2	4	Client	2017-03-22
		S7.2	Dimensions PFF	Dimensions hors-tout x, y et z et rayon de courbure des coins des plateformes de forces qui couvriront une partie des fosses (Figure B.3).	Règle ou pied à coulisse	x=20.000po y=18.250po z=3.249po R=0.370po	F0 F0 F0 F0	2	1	2	AMTI	2017-03-22
		S7.3	Dimensions base	Dimensions hors-tout x, y et z et rayon de courbure des coins des bases de plateformes de forces qui couvriront une partie des fosses (Figure B.4).	Règle ou pied à coulisse	x=20.000po y=18.250po z=2.000po R=0.370po	F0 F0 F0 F0	2	1	2	AMTI	2017-03-22
F3	Faciliter le déplacement des modules	S3.1	Diamètre d'un doigt	Diamètre nécessaire pour laisser passer un doigt afin de faciliter le déplacement des modules.	Pied à coulisse	1.250po	Min	3	2	6	Tilley, 2002 [1]	2017-04-03
F11	Minimiser le temps de déplacement des modules	S11.1	Temps de déplacement	Temps nécessaire pour déplacer les modules pour l'ensemble de la grande fosse, plus rapide qu'avec les modules actuels.	Chronomètre	45±15min	Max	2	2	4	Client	2017-04-03
F13	Assembler les modules	S13.1	Dimensions grande fosse	Dimensions hors-tout x, y et z et rayon de courbure des coins de la grande fosse à plateformes de forces à couvrir par les modules imbriqués (Figure B.5).	Ruban à mesurer ou règle	x=60.500po y=73.689po z=5.250po R=0.469po	F0 F0 F0 F0	2	3	6	Mesure laboratoire	2017-03-22
		S13.2	Dimensions petite fosse	Dimensions hors-tout x, y et z et rayon de courbure des coins de la petite fosse à plateformes de forces à couvrir par les modules imbriqués (Figure B.5).	Ruban à mesurer ou règle	x=40.500po y=55.500po z=5.250po R=0.399po	F0 F0 F0 F0	2	3	6	Mesure laboratoire	2017-03-22
F17	Connecter les équipements		CONNEXIONS									
F5.2	Connecter les bases au compresseur d'air	S5.2	Connecteur base	Espace requis pour que les modules ne bloquent pas le connecteur reliant la base au compresseur d'air, définit par la position y et z du connecteur sur le côté médio-latéral (x) des plateformes de forces (Figure B.4) et son diamètre maximal.	Règle ou pied à coulisse	y=9.125po z=−4.249po Ø=1.203po	F0 F0 Min	2	1	2	AMTI	2017-05-24
F5.1	Connecter les plateformes de forces à la chaîne d'acquisition de données	S5.1	Connecteur PFF	Espace requis pour que les modules ne bloquent pas le connecteur reliant la plateforme de forces à la chaîne d'acquisition de données, définit par la position y et z du connecteur sur le côté médio-latéral (x) des plateformes de forces (Figure B.3) et son diamètre maximal.	Règle ou pied à coulisse	y=9.125po z=−2.312po Ø=1.280po	F0 F0 Min	2	1	2	AMTI	2017-03-22
F12	Maintenir un espace pour les câbles de connexion	S12.1	Espace médio-latéral	Espace requis sur le côté médio-latéral (x) des modules pour laisser passer les câbles de connexion entre les plateformes de forces, les bases, les modules et les bords des fosses, définit par des dimensions x, y et z similaires à celles de l'espace sur le côté médio-latéral (x) des plateformes de forces (Figure B.3 et Figure B.4).	Règle ou pied à coulisse	x=2.251po y=18.250po z<−0.937po >−5.249po	Min Max Max	3	1	3	AMTI	2017-03-22

		S12.2	Espace antéro-postérieur	Espace requis sur le côté antéro-postérieur (y) des modules pour laisser passer les câbles de connexion entre les plateformes de forces, les bases, les modules et les bords des fosses, définit par des dimensions x, y et z similaires à celles de l'espace sur le côté antéro-postérieur (y) des plateformes de forces (Figure B.3 et Figure B.4).	Règle ou pied à coulisse	x=20.000po y=1.375po z<-0.937po >-5.249po	Max Min Max	3	1	3	AMTI	2017-03-22	
F16	Minimiser les artéfacts sur l'expérimentation		EXPÉRIMENTATION										
F8	Niveler les plateformes de forces et les modules au plancher	S8.1	Niveau	Différence de niveau permise entre les plateformes de forces, les modules et le plancher, afin qu'elle soit imperceptible par les participants et ainsi minimiser les artéfacts sur l'expérimentation.	Règle ou pied à coulisse	0.0625po (1/16po)	Max	3	1	3	Client	2017-03-22	
F6	Maintenir un jeu autour des plateformes de forces	S6.1	Jeu PFF	Jeu requis entre les plateformes de forces, les modules et les bords des fosses, afin de minimiser les artéfacts sur les signaux des plateformes de forces durant l'expérimentation.	Règle ou pied à coulisse	0.125po (1/8po)	F0	3	1	3	AMTI	2017-03-22	
F18	Supporter les équipements et les usagers		STRUCTURE										
F2	Éliminer les déformations plastiques des modules	S2.1	Déformation élastique	Déformation élastique des modules permise, indépendamment des conditions climatiques et des chargements, afin de respecter le jeu requis entre les plateformes de forces, les modules et les bords des fosses, et d'éviter le coincement ou l'instabilité des modules.	Éléments finis	0.0625po (1/16po)	Max	3	2	6	Client	2017-03-22	
F14	Minimiser la masse des modules	S14.1	Masse d'un module	Masse d'un module pleine grandeur, plus petite que celle des modules actuels.	Balance	5.2kg	F1	2	2	4	Client	2017-04-03	
F20	Résister aux efforts	S20.1	Force d'impact	Force d'impact x, y et z lors d'un rétablissement de l'équilibre d'un homme du 99e percentile à laquelle les modules doivent résister, incluant les efforts générés par le tapis en translation de surface.	Modèle par éléments finis	x=874N y=621N z=4477N	Min Min Min	1	2	2	Carbonneau et Smeesters, 2014 [2], Pierre et Smeesters, 2016 [3]et Tilley, 2002 [1]	2017-04-24	

B.7.2. Notes à la conception

No	Fonction	No	Description	NIC	NDT	Total	Source	Date
F1	Couvrir la fosse à plateformes de forces		MODULES IMBRIQUÉS					
F15	Faciliter la manipulation		MANIPULATION					
F3	Faciliter le déplacement des modules	N3.1	Les modules doivent être facile à déplacer. En particulier, il faut pouvoir les ajouter ou les retirer des fosses sans qu'ils ne se coincent entre eux ou avec les plateformes de forces et les bords des fosses. Il faut pouvoir faire ceci sans outils si possible, ou seulement avec des outils simples et facilement accessibles (ex : ventouse ou tournevis). De plus, les modules devraient être clairement étiquetés selon leurs types (plein grandeur, 1/2 médio-latéral (x), 1/2 antéro-postérieur (y) ou 1/4 antéro-postérieur (y)).	3	2	6	Client	2017-03-22
F11	Minimiser le temps de déplacement des modules	N11.1	Le temps de déplacement des modules doit être minimisé, que ce soit pour changer d'une configuration des plateformes de forces à une autre entre deux expériences ou pour juste ajuster la position des plateformes de forces durant une expérience (ex : selon la longueur du pas du participant ou s'il est droitier ou gaucher).	2	2	4	Client	2017-03-22
F13	Assembler les modules	N13.1	Disposer d'une manière d'assembler les modules les uns aux autres, afin de pouvoir les ajouter ou les retirer des fosses en blocs. Le système choisi (ex : cales ou attaches) devrait utiliser le moins de pièces possible et les fixer aux modules si possible, afin d'éviter de les perdre. De plus, ces pièces devraient être clairement étiquetées selon leurs types (espace médio-latéral (x) ou espace antéro-postérieur (y) et avec ou sans plateformes de forces adjacentes).	2	3	6	Client	2017-03-22
F4	Minimiser les blessures	N4.1	Les modules doivent être conçus afin de minimiser les blessures. En particulier, il ne faut pas se coincer les doigts entre les plateformes de forces, les modules et les bords des fosses. Les modules ne doivent pas avoir d'arêtes vives afin d'éviter les coupures. Les modules doivent être léger et favoriser une position ergonomique lorsqu'ils sont manipulés afin d'éviter les blessures au dos.	1	2	2	Client	2017-03-22
F19	Faciliter la maintenance	N19.1	Les modules doivent être conçus afin de faciliter la maintenance. En particulier, des pièces standards devraient être utilisées si possible, afin de faciliter les réparations et le remplacement des pièces. Il faut aussi prévoir un espace de rangement pour les modules (et les pièces pour les assembler), afin de minimiser le désordre dans le Laboratoire de biomécanique du mouvement. Finalement, il faut minimiser l'accumulation de débris (ex : provenant du tapis en translation de surface) ou de pièces (ex : boulon errant) dans la fosse.	1	1	1	Client	2017-03-22

F17	Connecter les équipements		CONNEXIONS					
F16	Minimiser les artéfacts sur l’expérimentation		EXPÉRIMENTATION					
F9	Se confondre avec le plancher	N9.1	Recouvrir les modules par une couche de même apparence que le plancher (ex : tuiles), afin qu'ils se confondent avec celui-ci. La transition devrait donc être imperceptible par les participants, afin de minimiser les artéfacts sur l'expérimentation.	2	1	2	Client	2017-03-22
F10	Maximiser la stabilité des modules	N10.1	Les modules ne doivent pas être instables, afin de minimiser les artéfacts sur l'expérimentation. En particulier, le jeu entre les plateformes de forces, les modules et les bords des fosses doit être respecté et la base de support des modules doit être suffisante afin d'éviter que les modules ne basculent lorsque l'on marche dessus. Ceci, tout en maximisant l'espace sous les modules pour laisser passer les câbles de connexion.	3	2	6	Client	2017-03-22
F18	Supporter les équipements et les usagers		STRUCTURE					

Flexibilité : F0 = Nulle, F1 = Faible, F2 = Moyenne, F3 = Élevée.
NIC : Niveau d'Importance Client de moins (1) à plus (3) important.
NDT : Niveau de Difficulté Technique de moins (1) à plus (3) difficile.

B.8 Références

1. Tilley, A. R. (2002). *The measure of man and woman: human factors in design*. Wiley, Chichester NY, 96 p.
2. Carbonneau, E., Smeesters, C. (2014). Effects of age and lean direction on the threshold of single-step balance recovery in younger, middle-aged and older adults. *Gait Posture*, 39(1), p. 365-371.
3. Pierre, M., Smeesters, C. (2016a). Effect of age on the forward perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger, middle-aged and older adults. *40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Raleigh NC, Aug 2-5.